



**HAL**  
open science

# Étude de la posture, de l'initiation de la marche et de la locomotion chez le sujet désarticulé de hanche appareillé

Bastien Moineau

► **To cite this version:**

Bastien Moineau. Étude de la posture, de l'initiation de la marche et de la locomotion chez le sujet désarticulé de hanche appareillé. Sociologie. 2011. dumas-00938705

**HAL Id: dumas-00938705**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-00938705>**

Submitted on 29 Jan 2014

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



**UFR ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES  
UNIVERSITE JOSEPH FOURIER**

**LABORATOIRE TIMC-IMAG  
EQUIPE SANTE PLASTICITE MOTRICITE**

# **Etude de la posture, de l'initiation de la marche, et de la locomotion chez le sujet désarticulé de hanche appareillé**

Mémoire de recherche présenté par **Bastien Moineau**

Master 2 Sport Santé Société

Spécialité Recherche - Mouvement Performance Santé Ingénierie

Année 2010-2011

Mémoire effectué sous la direction de **Vincent Nougier** et **Matthieu Boisgontier**

# Sommaire

Sommaire.....	II
Sommaires des tableaux et figures.....	IV
Résumé.....	V
Abstract.....	VI
1.- Introduction.....	1
2.- Cadre théorique.....	1
2.1.- Les désarticulés de hanche.....	1
2.1.1.- Epidémiologie et étiologie.....	1
2.1.2.- Limitations liées à la désarticulation de hanche.....	2
2.1.3.- Taux de réussite et d'utilisation de l'appareillage.....	2
2.1.4.- L'appareillage des désarticulés de hanche.....	3
2.1.4.1.- La prothèse canadienne.....	3
2.1.4.2.- Autres types de prothèse.....	3
2.2.- Etude de la posture.....	4
2.2.1.- Généralités sur l'étude de la posture.....	4
2.2.1.1.- Modèle théorique de l'étude de la posture.....	4
2.2.1.2.- Analyse des déplacements du CdP.....	4
2.2.2.- Interprétations des mesures de la posture.....	5
2.2.2.1.- Relation entre oscillations du CdP et équilibre.....	5
2.2.2.2.- Explications des oscillations du CdP.....	5
2.2.3.- La posture du sujet amputé.....	5
2.2.3.1.- Epidémiologie des chutes chez le sujet amputé.....	5
2.2.3.2.- Etudes sur la posture des sujets amputés.....	6
2.3.- Etude de l'initiation de la marche.....	6
2.3.1.- Généralités sur l'initiation de la marche.....	6
2.3.2.- L'initiation de la marche du sujet amputé.....	7
2.3.2.1.- Chronologie de l'initiation de la marche du sujet amputé.....	7
2.3.2.2.- Forces de réaction au sol lors de l'initiation de la marche du sujet amputé.....	8
2.4.- Etude de la locomotion.....	8
2.4.1.- Généralités sur l'étude de la locomotion.....	8
2.4.1.1.- Le cycle de marche.....	8
2.4.1.2.- Description de la marche.....	9
2.4.2.- La locomotion du sujet DH.....	10
2.4.2.1.- Vitesse de marche du sujet DH.....	10
2.4.2.2.- Longueur de pas du sujet DH.....	11
2.4.2.3.- Répartition temporelle de l'appui au cours du cycle de marche du sujet DH.....	11
2.4.2.4.- Analyse cinématique de la marche du sujet DH.....	12
2.5.- Problématique et hypothèses.....	12
3.- Méthodologie de l'étude.....	13
3.1.- Population.....	13
3.2.- Matériel et méthode.....	14
3.2.1.- Patients désarticulés de hanche.....	14
3.2.2.- Sujets sains.....	15
3.3.- Traitement statistique.....	16
3.3.1.- Traitement des données.....	16
3.3.1.1.- Mesure de la posture.....	16
3.3.1.2.- Mesure de l'initiation de la marche.....	16

3.3.1.3.- Mesure de la locomotion.....	18
3.3.1.4.- Mesures cliniques.....	18
3.3.2.- Analyse statistique.....	19
3.3.2.1.- Mesure de la posture.....	19
3.3.2.2.- Mesure de l'initiation de la marche.....	19
3.3.2.3.- Mesure de la locomotion.....	20
4.- Résultats.....	20
4.1.- Etude de la posture.....	20
4.1.1.- Comparaison des patients DH en condition Contrôle et des sujets sains.....	20
4.1.2.- Effets du nouvel appareillage chez le patient DH.....	20
4.2.- Etude de l'initiation de la marche.....	21
4.2.1.- Corrélations temporelles entre forces de réaction au sol et analyse du mouvement.....	21
4.2.2.- Durée des phases de l'initiation.....	22
4.2.2.1.- Comparaison DH en condition Contrôle et sujets sains.....	22
4.2.2.2.- Comparaison des conditions Prothèse et Membre Sain.....	22
4.2.2.3.- Effets du nouvel appareillage chez le patient DH.....	23
4.2.3.- Intensités des pics de forces.....	23
4.2.3.1.- Comparaison DH en condition Contrôle et sujets sains.....	23
4.2.3.2.- Comparaison des conditions Prothèse et Membre Sain.....	24
4.2.3.3.- Effets du nouvel appareillage chez le patient DH.....	24
4.3.- Etude de la locomotion.....	25
4.3.1.- Comparaison des patients DH en condition Contrôle et des sujets sains.....	25
4.3.2.- Comparaison des pas prothétiques et sains des patients DH.....	25
4.3.3.- Effets du nouvel appareillage chez le patient DH.....	25
4.4.- Mesures cliniques.....	26
5.- Discussion.....	27
5.1.- Objectifs de l'étude.....	27
5.2.- Interprétation des résultats.....	27
5.2.1.- Spécificités du sujet DH utilisant une prothèse canadienne.....	27
5.2.1.1.- Stratégies posturales du sujet DH appareillé.....	27
5.2.1.2.- Stratégies de l'initiation de la marche du sujet DH appareillé.....	28
5.2.1.3.- Stratégies du sujet DH appareillé lors de la locomotion.....	32
5.2.2.- Effet à court et moyen termes de l'appareillage avec la pièce Hélix3D.....	33
5.2.2.1.- Effet du nouvel appareillage sur la posture.....	33
5.2.2.2.- Effet du nouvel appareillage sur l'initiation de la marche.....	34
5.2.2.3.- Effet du nouvel appareillage sur la locomotion.....	35
5.2.2.4.- Synthèse des effets de l'appareillage avec l'Hélix3D.....	36
5.3.- Choix de la méthodologie.....	36
5.4.- Limites de l'étude.....	37
5.5.- Implications cliniques de notre étude.....	38
6.- Conclusion et perspectives.....	39
7.- Bibliographie.....	39
Annexes.....	43

# Sommaires des tableaux et figures

## ● Sommaire des tableaux

Tableau 1 : Longueur de pas et de foulée de patients désarticulés de hanche (DH) et de sujets sains, en centimètres et en pourcentages de la taille du sujet.....	11
Tableau 2 : Données de déplacements du CdP dans les axes antéropostérieur (AP) et médiolatéral (ML) des patients désarticulés de hanche en condition Contrôle et des sujets sains.....	20
Tableau 3 : Durées des APAs, de l'appui unipodal, de l'appui bipodal et de l'initiation de la marche des patients DH en condition Contrôle, en condition Prothèse (initiation par le membre prothétique) et en condition Membre Sain (initiation par le membre sain) et des sujets sains.....	22
Tableau 4 : Intensités des pics de force de réaction au sol (en Newton/kg de poids de corps et en % du poids du sujet) lors de l'initiation de la marche des patients DH en condition Contrôle (en condition Prothèse, initiation par le membre prothétique, et en condition Membre Sain, initiation par le membre sain) et des sujets sains.....	24
Tableau 5 : Données de la locomotion des patients DH en condition Contrôle et des sujets sains...	25
Tableau 6 : Données du test de marche de deux minutes (TM2) et du test d'équilibre unipodal sur la prothèse (TestUnip) pour les patients DH.....	26

## ● Sommaire des figures

Figure 1 : Schéma d'un cycle de marche droit.....	9
Figure 2 : Illustration des tâches de posture, d'initiation de la marche et de locomotion.....	15
Figure 3 : Détermination des phases de l'initiation de la marche à partir du déplacement médiolatéral du centre des pressions (CdP ML) et du moment de force selon l'axe vertical (Mz)...	17
Figure 4 : Marquage des pics des forces de réaction au sol médiolatérale (Fx), antéropostérieure (Fy), et verticale (Fz).....	18
Figure 5 : Effets du nouvel appareillage sur la RMS (en mm) et sur la vitesse moyenne (en mm/s) du CdP lors de la posture des patients DH.....	21
Figure 6 : Evolution des durées des APAs (bleu), de l'appui unipodal (rouge) et de l'appui bipodal (blanc) au cours de l'initiation de la marche des patients DH suite au nouvel appareillage, en conditions d'initiation par la prothèse et par le membre sain, en secondes.....	23
Figure 7 : Effets du nouvel appareillage sur la locomotion des patients DH.....	26

## ● Table des abréviations

APAs : ajustements posturaux anticipés

AVQ : activités de vie quotidienne

CdM : centre de masse

CdP ;centre des pressions

DH : désarticulé de hanche

## Résumé

**Objectif** : Cette étude vise à mettre en évidence les spécificités posturales et locomotrices des sujets désarticulés de hanche (DH) utilisant une prothèse canadienne, et à évaluer l'effet d'une pièce de hanche récemment développée (Hélix<sup>3D</sup>, Otto Bock<sup>®</sup>) sur la posture, l'initiation de la marche et la locomotion de ces sujets DH.

**Population** : Trois patients désarticulés de la hanche droite (S1, S2, S3) et 19 jeunes adultes sains ont participé à cette étude. S1 était un homme de 41 ans, amputé depuis plus de quatre ans suite à un accident du travail. S2 était un homme de 33 ans, amputé depuis 21 mois suite à un accident de travail. S3 était une femme de 37 ans, amputée depuis 24 ans suite à une tumeur.

**Méthode** : Les sujets ont réalisé une tâche posturale orthostatique les yeux fermés, une tâche d'initiation de la marche et une tâche de locomotion à vitesse confortable. Pour les DH ces mesures ont été réalisées avec leur prothèse canadienne habituelle (condition Contrôle), puis avec la pièce Hélix<sup>3D</sup> (condition Hélix) sur une période de quatre jours d'appareillage. Les mesures ont été répétées trois mois plus tard pour S2.

**Résultats** : En condition Contrôle, les patients DH présentent une posture dégradée par rapport aux sujets sains dans les sens médiolatéral et antéropostérieur. Ils initient la marche plus lentement du fait de difficultés de propulsion et de transferts médiolatéral de l'appui. Et ils présentent une locomotion moins rapide avec un cycle de marche caractérisé par plus de double appui et moins de simple appui sur la prothèse ( $31.5 \pm 2.1$  % vs.  $39.9 \pm 1.6$  %) par rapport aux sujets sains. En condition Hélix, la posture et l'initiation de la marche sont améliorées, mais de façons différentes pour les trois patients. Les résultats de locomotion en condition Hélix ne nous permettent pas de conclure sur l'effet de la pièce de hanche Hélix sur cette tâche.

**Discussion** : Les patients DH présentent des comportements différents avec la prothèse canadienne, et réagissent différemment à l'appareillage avec la pièce Hélix<sup>3D</sup>. Malgré les bénéfices apportés par cette prothèse pour certaines tâches, les patients DH ont abandonné l'utilisation de cette nouvelle pièce, probablement en raison de ses inconvénients pour d'autres type de tâches. La maîtrise d'un nouvel appareillage nécessite une période d'accommodation. L'utilisation pendant plusieurs années d'un type de prothèse par un patient DH pourrait limiter les bénéfices apportés par un nouveau type de prothèse.

**Mots clés** : Désarticulation de hanche, prothèse, posture, initiation de la marche, locomotion

## Abstract

**Purpose:** The aim of this study was to better understand the motor behaviour of hip disarticulated (HD) subjects using a Canadian type prosthesis, and to assess the effects of a new exoprosthetic hip joint system (Hélix<sup>3D</sup>, Otto Bock<sup>®</sup>) on balance, gait initiation and gait of HD subjects.

**Participants:** Three right HD patients and 19 young healthy adults participated in this study. S1 was a 41 years old man disarticulated since 4 years after a work accident. S2, was a 33 years old man disarticulated since 21 months after a work accident. S3 was a 37 years old woman disarticulated since 24 years because of an osteosarcoma.

**Material and method:** Subjects performed a postural task blindfolded, a gait initiation task and a gait task at a self-placed walking speed. The HD patients performed this task with their Canadian type prosthesis first (Control condition), and then with the Helix<sup>3D</sup> hip (Helix condition) during 4 days. Measurement were repeated three months later for S2.

**Results:** In the Control condition, HD patients showed an altered balance in both anteroposterior and mediolateral direction as compared to healthy subjects. They initiated their gait slowly because of difficulties for propulsion and lateral body weight transfer. HD patients walked slowly, with a longer double stance phase, and a shorter single stance phase on the prosthesis ( $31.5 \pm 2.1$  % vs.  $39.9 \pm 1.6$  %) than healthy subjects. In Helix condition, balance and gait initiation were improved but differently for each subjects. The results in the gait task did not allow concluding about an effect of the Helix exoprosthetic hip.

**Discussion:** The three HD patients exhibited a different behaviour with the Canadian prosthesis, and they adapted differently to the Helix<sup>3D</sup> exoprosthetic hip. Despite the advantage of this new prosthetic hip, all HD patients stopped using it, presumably because of its disadvantages for other kinds of tasks. The control of a new prosthesis need an accommodation time. And using a kind of prosthesis for several years may restrict the advantages brought by a new kind of prosthesis.

**Key-words:** Hip disarticulation, prosthesis, balance, gait initiation, gait

# **1.- Introduction**

La désarticulation de hanche est un acte chirurgical qui consiste en l'ablation d'un membre inférieur jusqu'à l'articulation coxo-fémorale. Les désarticulations de hanche représentent 0,7 % des incidences d'amputation du membre inférieur en France (HAS, 2007). Très peu d'études d'analyse du mouvement ont été réalisées sur les désarticulés de hanche (DH), et il n'en existe aucune sur la posture et l'initiation de la marche de cette population.

Les capacités de déambulation des DH sont variables mais peuvent permettre au sujet de retrouver leur autonomie pour les activités de vie quotidienne (AVQ). La déambulation avec prothèse nécessite une rééducation et un appareillage réalisé par une équipe habituée à ce type de patient (Yari et al., 2008). Les déficiences des DH concernent principalement la fatigue et les douleurs liées à l'utilisation de l'appareillage. Ces déficiences sont à l'origine de limitations d'activités, principalement pour la marche et la montée des escaliers (Yari et al., 2008). Il est donc intéressant de comprendre ces troubles et leurs causes, afin de pouvoir développer les techniques d'appareillage et de rééducation propres à mieux les résoudre.

Dans cette optique, nous avons testé la posture, l'initiation de la marche et la locomotion chez 3 patients DH et 19 jeunes adultes sains volontaires pour cette étude. Les mesures ont été réalisées dans une première condition avec leur appareillage habituel de type « prothèse canadienne », puis dans une deuxième condition avec un nouvel appareillage comprenant une articulation de hanche prothétique commercialisée depuis 2008. Ce travail de recherche a eu pour objectif de nous aider à comprendre les spécificités posturales et locomotrices de ce type de patient, de proposer des prises en charge plus adaptées à ces spécificités, et d'évaluer les bénéfices et inconvénients du nouveau matériel qui leur a été proposé.

## **2.– Cadre théorique**

### ***2.1.- Les désarticulés de hanche***

#### **2.1.1.- Epidémiologie et étiologie**

On estime à 90 000 le nombre d'amputés du membre inférieur en France en 1990 (HAS, 2007), soit une prévalence de 0,14 %. Il y a eu, en 2005, 7825 amputations majeures du membre inférieur en France (amputations transtibiales ou supérieures), soit une incidence de 0,13 % (HAS, 2007). Les pathologies vasculaires sont les principales causes d'amputation (82 %), suivies par les traumatismes (16,4 %), puis les cancers (0,9 %) et les malformations congénitales (0,8 %) (André et Paysant, 2006).



La désarticulation de hanche est l'une des amputations du membre inférieure les moins fréquentes, puisqu'il y a eu 51 nouveaux DH en 2005, soit 0.7 % des amputations majeures du membre inférieur (HAS, 2007). Du fait de leur étiologie, les désarticulations de hanche sont réalisées chez des sujets généralement plus jeunes que pour les amputations transfémorales et transtibiales. En effet, les amputations plus distales ont pour étiologies principales des déficiences diabétiques (amputation du pied et des orteils) et vasculaires (amputations tibiales et fémorales), alors que les désarticulations de hanche ont pour étiologies principales les tumeurs osseuses et les traumatismes. Les autres causes de désarticulation de hanche sont les insuffisances vasculaires, et plus rarement les complications de décubitus, les échecs d'arthroplastie de hanche, et les malformations congénitales (Yari et al., 2008).

### **2.1.2.- Limitations liées à la désarticulation de hanche**

L'impact locomoteur de cet acte chirurgical nécessite une prise en charge rééducative visant à rendre au patient son autonomie. Les sujets DH ont beaucoup de difficultés pour les changements de position (s'asseoir et se lever), la marche et la montée d'escaliers, mais 54 % d'entre eux parviennent à reprendre une activité professionnelle (Yari et al., 2008).

Le principal facteur limitant pour ces personnes est la fatigue (Chin et al, 2005). Le coût énergétique de la marche pour des DH appareillés est 80 % plus élevé par rapport à celui des sujets sains, ce qui les amène généralement à limiter leur vitesse de marche (Nowroozi et al., 1983). Cette fatigabilité est l'une des raisons pour lesquelles une partie des DH optent souvent pour une déambulation sans prothèse, en cannes ou en fauteuil (Zaffer et al., 1999 ; Chin et al., 2009).

### **2.1.3.- Taux de réussite et d'utilisation de l'appareillage**

A court terme, selon diverses études, le taux d'appareillage des DH est de:

- 0 % sur 34 personnes opérées, dont 44 % sont décédées suite à l'opération et 50 % présentaient une étiologie vasculaire (Unruh et al., 1990) ;
- 5 % sur 37 patients entrés en centre de rééducation pour une DH d'étiologie vasculaire (Dénes et Till, 1997) ;
- 100 % sur 24 patients entrés en centre de rééducation pour une DH d'étiologie traumatique (Dénes et Till, 1997).

A long terme, l'étude de Fernández et Formigo (2005) rapporte que 34,7 % (8 sur 23) des patients DH appareillés utilisent leur prothèse quotidiennement (12,5 heures par jour en

moyenne). L'arrêt de l'utilisation de la prothèse survient en moyenne 20 mois après l'appareillage. Outre le décès, les raisons principales de cet arrêt sont l'intolérance à l'emboîture et les difficultés à la marche, ces dernières étant notamment dues à une dépense énergétique trop élevée (Fernández et Formigo, 2005). Cependant, ces résultats ont été modérés par une récente étude dans laquelle 76 % de l'effectif (46 patients) utilise sa prothèse quotidiennement (Yari et al., 2008).

## **2.1.4.- L'appareillage des désarticulés de hanche**

### *2.1.4.1.- La prothèse canadienne*

Depuis le début des années 1950, les prothèses utilisées par les sujets DH sont pour la plupart de type « prothèse canadienne » (Seaton et al., 1971). La prothèse canadienne est constituée d'une emboîture permettant la suspension de la prothèse sur les deux crêtes iliaques, et l'appui et le contrôle des mouvements au niveau du moignon. L'articulation de hanche de cette prothèse est située plus bas et plus en avant que l'articulation de hanche normale, de façon à ce qu'en appui la ligne de charge passe en avant du genou et crée un moment d'extension (Radcliffe, 1957). Ce moment d'extension permet d'éviter une flexion incontrôlée du genou lors de l'appui sur la prothèse (Radcliffe, 1957). L'avancée de la prothèse lors de la phase pendulaire de la marche est réalisée par une élévation et une rotation interne du bassin, à l'aide de la musculature abdominale et dorsale du sujet (Blumentritt et al., 2008). Le problème principal de ce matériel est sa faible utilisation à long terme en raison de la fatigue, de la douleur, et de l'instabilité lors de la marche (Fernández et Formigo, 2005). C'est pourquoi d'autres types de prothèse ont été proposés afin de pallier aux problèmes rencontrés par les DH utilisant la prothèse canadienne.

### *2.1.4.2.- Autres types de prothèse*

Il a été développé une emboîture diagonale qui n'est suspendue que sur la crête iliaque contra-lésionnelle (Seaton et al., 1971), ainsi qu'une emboîture à contact total avec aspiration (Zaffer et al., 1999). Un appareillage dans lequel l'articulation de hanche est remplacée par un genou à contrôle pneumatique a également été mis au point (Tuil, 1988) sans faire l'objet d'une validation scientifique. Enfin, une nouvelle pièce de hanche, l'Hélix<sup>3D</sup> (OttoBock®), a été commercialisée en 2008. D'après des résultats préliminaires du constructeur (Blumentritt et al., 2008), cette dernière permet (1) de compenser la rotation du bassin lors de la marche ; (2) de raccourcir la longueur de la prothèse en phase oscillante ; (3) de faciliter l'initiation de la

phase oscillante ; et (4) d'amortir l'attaque du talon et ainsi de limiter l'hyperlordose lombaire.

L'étude de Ludwigs et al. (2010) a permis de valider une partie de ces effets de l'Hélix<sup>3D</sup> sur la locomotion. Cependant, les bénéfices de cette nouvelle pièce pour d'autres tâches telles que la posture ou l'initiation de la marche n'ont pas encore été évalués.

## 2.2.- Etude de la posture

### **2.2.1.- Généralités sur l'étude de la posture**

Nous nous appuierons, pour présenter ces généralités portant sur l'étude de la posture, sur les travaux présentés par Duarte et al. (2009).

#### *2.2.1.1.- Modèle théorique de l'étude de la posture*

L'analyse de la posture est basée principalement sur le modèle du pendule inversé. Dans ce modèle, le corps est assimilé au centre de masse (CdM) qui représente la somme des centres d'inerties des différents segments du corps. En position érigée, ce CdM constitue le haut du pendule, i. e. l'extrémité mobile, alors que les pieds constituent le bas du pendule. La surface comprise sous et entre les pieds forme la base de sustentation. L'équilibre est assuré en maintenant la projection verticale du CdM à l'intérieur de cette base de sustentation. Pour ce faire, le sujet exerce au niveau du sol des appuis qui produisent des moments de force capables de déplacer le CdM, d'une part, et des forces de réaction au sol, d'autre part. Le point d'application de la résultante des forces de réaction au sol est appelé le centre des pressions (CdP). Le sujet va constamment chercher à aligner verticalement son CdP sur son CdM afin de limiter les mouvements du CdM. Si la projection verticale du CdM sort de la base de sustentation, alors le sujet n'est plus en capacité d'assurer son équilibre et doit déplacer un de ses pieds pour agrandir sa base de sustentation et éviter la chute. La plupart des travaux portant sur la posture sont réalisés à l'aide de plateformes de force. Dans ces études, les déplacements du CdP servent à évaluer la qualité de la posture.

#### *2.2.1.2.- Analyse des déplacements du CdP*

Les déplacements du CdP se font dans le plan horizontal. On décrit donc ces déplacements selon les axes antéropostérieur et médiolatéral. Les paramètres utilisés pour décrire les déplacements du CdP peuvent être (1) le RMS (root mean square), la racine carré de la moyenne du carré des positions du CdP selon un axe, qui augmente donc si le CdP s'éloigne du centre de la plateforme de force ; et (2) la vitesse moyenne des déplacements du

CdP.

## **2.2.2.- Interprétations des mesures de la posture**

### *2.2.2.1.- Relation entre oscillations du CdP et équilibre*

Selon le modèle du pendule inversé, le CdP est un paramètre permettant de juger des capacités d'équilibration d'une personne. Si le CdP oscille plus d'avant en arrière que chez la moyenne des sujets sains alors le sujet est classiquement considéré comme instable dans le plan antéropostérieur. En effet, dans certaines pathologies où les patients présentent cliniquement des troubles de l'équilibre et des risques de chute (hémiplégie, syndrome cérébelleux, syndrome vestibulaire) on observe des oscillations plus importantes du CdP que chez les sujets sains (Horak et al., 1989 ; Bonnet et al., 2009). Cependant, chez certaines personnes, telles que celles atteintes par la maladie de Parkinson, cette relation n'est pas pertinente puisque ce sont des personnes présentant une instabilité posturale et un risque de chute important mais des oscillations du CdP inférieures à celles des sujets sains (Romero et Stelmach, 2003). Les oscillations du CdP sont donc un phénomène physiologique de la posture debout. Des augmentations ou des diminutions de celles-ci sont retrouvées chez des personnes présentant des troubles de l'équilibre.

### *2.2.2.2.- Explications des oscillations du CdP*

L'une des explications données à ces oscillations physiologique du CdP est le besoin de limiter les contraintes d'appui prolongées sur les tissus plantaires (Duarte et al., 2000). Ceci est d'autant plus vrai pour les sujets amputés appareillés puisque les tissus mous du moignon qui subissent les contraintes d'appui lors de la station debout ne sont pas faits pour être mis en charge (Silver-Thorn et al., 1996). Ce qui explique que les douleurs et les lésions cutanées du moignon soient des problèmes fréquents chez le sujet amputé appareillé (Nolan et al., 2003 ; Yari et al., 2008). C'est pourquoi ce besoin de limiter les contraintes d'appui sur le moignon pourrait avoir un impact important sur la posture des sujets amputés.

## **2.2.3.- La posture du sujet amputé**

A notre connaissance, aucune étude à ce jour ne s'est intéressée à la posture du sujet DH, et aucune étude épidémiologique ne traite des chutes chez ces sujets.

### *2.2.3.1.- Epidémiologie des chutes chez le sujet amputé*

Parmi les amputés tibiaux et fémoraux, 20,5 % des sujets ont chuté au moins une fois

au cours de leur rééducation (Pauley et al., 2006). Selon Miller et al. (2001) 52,4 % des sujets amputés tibiaux et fémoraux utilisant leur prothèse quotidiennement ont chuté au moins une fois dans l'année précédente. Le taux de chute est plus important pour les amputés fémoraux que pour les amputés tibiaux, et est moins important pour les sujets amputés depuis plus de quatre ans que pour les sujets amputés plus récemment (Miller et al., 2001). La prévalence de chute dans l'étude de Miller et al. (2001) est la même pour toutes les tranches d'âge. Elle est donc supérieure à celle de la population générale et des personnes âgées en maison de retraite (Miller et al., 2001).

#### *2.2.3.2.- Etudes sur la posture des sujets amputés*

Suivant les études, les amputés présentent, ou non, des oscillations du CdP augmentées par rapport aux sujets sains (Vrieling et al., 2008a). La réalisation d'une double tâche induit une augmentation accrue des déplacements du CdP chez le sujet amputé par rapport aux sujets sains, ce qui suggère que le contrôle de l'équilibre est moins automatisé chez le sujet amputé que chez le sujet sain (Geurts et al., 1991). Ces résultats ne sont cependant pas confirmés par l'étude de Vrieling et al. (2008a). Par ailleurs, il a été démontré que les sujets amputés fémoraux présentent des oscillations du CdP plus rapides et d'amplitude plus importante que les sujets amputés tibiaux (Fernie et Holliday, 1978). Plus précisément, les amputés présentent un moins bon contrôle postural dans l'axe antéropostérieur que dans l'axe médiolatéral (Buckley et al., 2002). Enfin, les sujets amputés sont plus en appui sur leur membre sain que sur leur membre prothétique, et cette asymétrie d'appui est augmentée lorsque le sujet amputé ferme les yeux (Geurts et al., 1992 ; Vrieling et al., 2008a).

Les sujets amputés ont donc une stratégie posturale différente de celle des sujets sains.

### 2.3.- Etude de l'initiation de la marche

#### **2.3.1.- Généralités sur l'initiation de la marche**

L'initiation de la marche est une performance motrice permettant de passer de la posture debout immobile à la marche à vitesse stable (Brenière et Do, 1986). Il s'agit d'une tâche fréquemment réalisée dans les AVQ, et qui est plus complexe à réaliser que la marche à vitesse stable (Rosi et al., 1995). L'initiation de la marche débute par des ajustements posturaux anticipés (APAs) (Vinti et al., 2010). Les APAs sont des déplacements du CdP qui précèdent la levée du pied. Le CdP se dirige d'abord vers l'arrière et le pied de départ (i. e. le

pied qui se lève en premier), puis il poursuit vers l'arrière et le pied d'appui, et enfin vers l'avant et médialement (Mann et al., 1979). Ces APAs se terminent par la levée du pied de départ. Ils sont suivis par une phase d'appui unipodal durant laquelle le pied de départ est déplacé vers l'avant, et qui se termine au moment où le talon du pied de départ rentre en contact avec le sol (Vrieling et al., 2008b). L'initiation de la marche se termine au moment où le CdM atteint une vitesse stable. Chez le sujet sain, cette vitesse stable est atteinte à la fin du premier pas, et est inversement proportionnelle à la durée de l'initiation de la marche (Brenière et Do, 1986). Le déplacement initial du CdP vers l'arrière est concomitant avec l'avancée du CdM induite par l'inhibition des muscles soléaires et la contraction des muscles tibiaux antérieurs (Crena et Frigo, 1991). Le déplacement du CdP vers le pied de départ est provoqué par la contraction des abducteurs de hanche homolatéraux (Brunt et al., 1999). Cette latéralisation du CdP permet de déplacer le CdM vers le pied d'appui afin de décharger le membre mobile du poids qu'il supporte et de préparer le membre porteur à la phase d'appui unipodal (Vrieling et al., 2008b). Enfin, une contraction du muscle soléaire permet d'initier la propulsion du membre oscillant (Crena et Frigo, 1991). A ce moment, le CdM accélère vers l'avant et médialement.

Ainsi, l'initiation de la marche nécessite à la fois des capacités d'équilibre et de propulsion (Vrieling et al., 2008b). Or, ces capacités sont perturbées chez le sujet amputé, notamment du fait de l'absence d'extenseurs plantaires de la cheville.

### **2.3.2.- L'initiation de la marche du sujet amputé**

A notre connaissance, l'initiation de la marche n'a pas encore été étudiée chez des sujets DH.

#### *2.3.2.1.- Chronologie de l'initiation de la marche du sujet amputé*

Les sujets amputés préfèrent initier la marche avec le pied prothétique (Vrieling et al., 2008b), ce qui peut s'expliquer par la plus grande capacité du membre sain à assurer l'équilibre unipodal et la propulsion. Cette initiation de la marche est plus lente chez le sujet amputé, mais ne dure pas plus longtemps que le sujet initie la marche avec la prothèse ou avec le membre sain (Vrieling et al., 2008b ; Tokuno et al. 2003). L'augmentation de la durée des APAs explique en grande partie cette initiation de la marche plus lente chez le sujet amputé (Tokuno et al., 2003 ; Michel et Do, 2002). La vitesse du CdM des sujets amputés est supérieure à celle observée chez les sujets sains au moment de la levée du pied de départ lors d'une initiation par le membre sain ; et inversement, cette vitesse est inférieure à celle des

sujets sains lors d'une initiation par le membre prothétique (Michel et Do, 2002). Ceci montre que le sujet amputé adopte des stratégies différentes en fonction du pied de départ. Enfin, les sujets amputés ont une durée d'appui unipodal plus longue sur le membre sain que sur le membre prothétique. Ce qui pourrait s'expliquer en partie, pour les amputés fémoraux, par le temps nécessaire au genou prothétique pour se tendre (Vrieling et al., 2008b).

#### *2.3.2.2.- Forces de réaction au sol lors de l'initiation de la marche du sujet amputé*

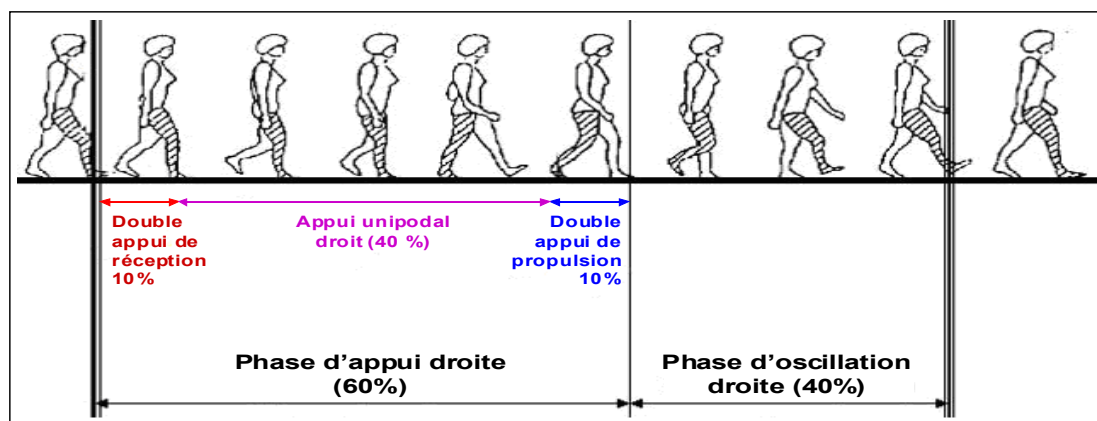
L'étude des forces de réactions au sol au cours de l'initiation de la marche révèle des pics de forces dans les trois directions ( $F_x$ , médiolatérale ;  $F_y$ , antéropostérieure ; et  $F_z$ , verticale) à la fin du double appui initial ( $F_{x1}$ ,  $F_{y1}$  et  $F_{z1}$ ), et à la fin de l'appui unipodal ( $F_{x2}$ ,  $F_{y2}$  et  $F_{z2}$ ) (Vrieling et al., 2008b). Ces pics de forces présentent chez les amputés des différences par rapport aux sujets sains : (1) le premier pic de force vers le pied d'appui,  $F_{x1}$ , est moindre lorsque le membre prothétique initie la marche, mais est plus important lorsque le membre sain initie la marche (davantage d'effort pour se mettre en appui sur la prothèse) ; (2) le premier pic de force vers l'arrière,  $F_{y1}$ , est moindre quel que soit le membre qui initie la marche ; (3) le deuxième pic de force vers l'arrière,  $F_{y2}$ , est moindre lorsque c'est le membre sain qui initie la marche (difficulté à se propulser vers l'avant avec le membre prothétique) ; (4) le premier pic de force vertical,  $F_{z1}$ , est moindre lorsque le membre prothétique initie la marche (difficulté à soulever rapidement le membre prothétique) ; et (5) le deuxième pic de force verticale,  $F_{z2}$ , est moindre lorsque le membre sain initie la marche (poussée vers le haut moindre avec le membre prothétique) (Vrieling et al., 2008b).

### 2.4.- Etude de la locomotion

#### **2.4.1.- Généralités sur l'étude de la locomotion**

##### *2.4.1.1.- Le cycle de marche*

Le mode de locomotion naturel du sujet sain est la marche, qui est une répétition de cycles de marche. Un cycle de marche droit est compris entre deux poses du talon droit au sol. Il est donc composé de deux pas. Ce cycle droit commence par une phase d'appui bipodal (ou double appui), puis le pied gauche se lève et avance lors de la phase d'appui unipodal droite. Lorsque le pied gauche se pose, il y a une deuxième phase d'appui bipodal. Enfin le pied droit décolle du sol et avance au cours de la phase d'oscillation droite (Viel, 2000).



**Figure 1** : Schéma d'un cycle de marche droit

Au cours d'un cycle de marche chez un sujet sain, le pied est en appui pendant 60 % du cycle de marche et oscille pendant 40 % du cycle de marche. Il y a en conséquence 40 % d'appui unipodal sur chaque pied et 20 % d'appui bipodal (Viel, 2000).

#### 2.4.1.2.- Description de la marche

La description de la marche est faite à partir de l'analyse spatiale et temporelle du cycle de marche du sujet. Ce qui permet de décrire la vitesse de marche (distance divisée par le temps de marche), la cadence de marche (nombre de poses de pieds divisé par le temps de marche), la longueur du pas (distance selon l'axe antéropostérieur entre le talon controlatéral et le talon homolatéral), le temps de pas (temps entre la pose du talon controlatéral et la pose du talon homolatéral), le temps de foulée (temps entre les deux poses successives du talon homolatéral), le temps d'appui unipodal (temps entre la levée et la pose du pied controlatéral) et le temps d'appui bipodal (somme des deux temps entre la pose d'un pied et la levée de l'autre pied).

A partir de ces divers paramètres, on peut déterminer la vitesse normalisée (vitesse de marche divisée par la taille du sujet ou la longueur des jambes), la longueur de pas normalisée (longueur de pas divisée par la taille du sujet ou la longueur des jambes et multipliée par 100), le pourcentage d'appui unipodal (temps d'appui unipodal divisé par le temps de la foulée et multiplié par 100) et le pourcentage d'appui bipodal (temps d'appui bipodal divisé par le temps de la foulée et multiplié par 100).

Dans la plupart des études, la vitesse de marche n'est pas imposée au sujet. On lui demande de



marcher à vitesse « spontanée » ou « confortable », la vitesse librement choisie correspondant en règle générale au niveau d'efficacité bioénergétique maximal (Viel, 2000). Les valeurs normalisées facilitent les comparaisons entre des sujets de tailles différentes et entre les études. Le rapport entre les deux temps d'appui unipodal et le temps d'appui bipodal est un facteur perturbé dans un grand nombre de pathologies (Viel, 2000), d'où l'intérêt d'exprimer ces durées en pourcentage du cycle de marche.

#### **2.4.2.- La locomotion du sujet DH**

L'apprentissage de la locomotion d'un patient après une désarticulation de hanche passe par plusieurs étapes. D'abord la déambulation se fait en fauteuil roulant, puis avec des aides de marche, puis avec une prothèse et des aides de marche, et enfin à l'aide de la prothèse seule (McAnelly et al., 1988 ; Schnall et al., 2008 ; Yari et al., 2008). Comme nous avons pu le voir précédemment, certaines personnes DH ne parviennent pas au stade de la prothèse, et d'autres cessent d'utiliser leur prothèse pour revenir à la locomotion en fauteuil ou en cannes, celle-ci pouvant être plus rapide et plus économe en énergie (Nowroozi et al., 1983 ; Chin et al., 2009). Nous nous intéresserons ici aux personnes DH se déplaçant à l'aide de leur prothèse, avec ou sans aide de marche.

##### *2.4.2.1.- Vitesse de marche du sujet DH*

A vitesse spontanée, les sujets DH marchent moins vite que les sujets sains (Nowroozi et al., 1983 ; Jeans et al., 2011) mais les vitesses de marche des sujets DH sont très variables d'une étude à l'autre. Les sujets sains marchant spontanément à une vitesse de 75 m/min (Nowroozi et al., 1983), les sujets DH marchent spontanément à :

- 28 % de la vitesse des sujets sains pour un sujet de 77 ans appareillé depuis 10 mois ayant des problèmes cardio-respiratoires et utilisant des béquilles (McAnelly et al., 1998) ;
- 41 % de la vitesse des sujets sains pour des sujets de plus de 60 ans (Chin et al., 2009) ;
- 69 % de la vitesse des sujets sains pour un soldat de 30 ans appareillé depuis trois ans (Schnall et al., 2008) ;
- $86 \pm 19$  % de la vitesse des sujets sains pour des sujets de 40 ans en moyenne et appareillés depuis 28 ans en moyenne (Ludwigs et al., 2010) ;
- 86 % de la vitesse des sujets sains pour un soldat de 30 ans appareillé depuis cinq mois et demi (Nelson et Carbone, 2011).

Dans une étude avec des enfants DH, ces derniers marchaient à 72 % de la vitesse des sujets sains, par rapport à des enfants sains de leur âge (Jeans et al., 2011).

#### 2.4.2.2.- Longueur de pas du sujet DH

Les données de longueurs de pas des sujets DH sont difficiles à comparer d'une étude à l'autre du fait de l'absence de normalisation. Nous exprimerons donc dans le tableau suivant les données en valeurs absolues (centimètres) et en valeur normalisées (pourcentage de la taille des sujets).

Etude	Longueur du pas prothétique	Longueur du pas coté du membre sain	Longueur de la foulée
1 sujet DH âgé utilisant des béquilles et appareillé depuis 10 mois (McAnelly et al., 1998)	-	-	52 cm (29 %)
1 jeune sujet DH avec cannes et amputé depuis 3 mois	52 cm (29 %)	43 cm (24 %)	95 cm (53 %)
Puis sans canne et appareillé depuis 3 ans (Schnall et al., 2008)	64 cm (35 %)	63 cm (35 %)	127 cm (70 %)
6 sujets DH appareillés depuis 28ans en moyenne (Ludwigs et al., 2010)	69 cm (40 %)	71 cm (41 %)	140 cm (81 %)
60 sujets sains (Schnall et al., 2008)	67 cm	67 cm	134 cm

**Tableau 1** : Longueur de pas et de foulée de sujets désarticulés de hanche (DH) et de sujets sains, en centimètres et en pourcentages de la taille du sujet.

Il apparaît donc au vu de ces trois études que (1) les sujets DH utilisant des aides de marche ont des pas moins longs ; (2) l'expertise du DH dans l'utilisation de l'appareillage permet de faire des pas plus longs ; (3) les pas prothétiques sont aussi longs que les pas du coté du membre sain chez les sujets DH ; et (4) des sujets DH expérimentés ont des pas de longueurs égales ou supérieures à celles des pas des sujets sains.

#### 2.4.2.3.- Répartition temporelle de l'appui au cours du cycle de marche du sujet DH

Le temps passé en appui sur chaque membre au cours du cycle de marche est lui aussi variable d'un sujet à l'autre. Dans l'étude de Schnall et al. (2008), un sujet DH de 30 ans passe 28 % du cycle en appui unipodal sur la prothèse, 43 % sur le membre sain, et 29 % en appui bipodal. Dans l'étude de McAnelly et al. (1998), un DH de 77 ans utilisant des béquilles passe 23 % du cycle en appui unipodal sur la prothèse, 29 % sur le membre sain, et 47 % en appui bipodal. Il semble donc que lors de la locomotion les sujets DH passent plus de temps en appui sur leur membre sain que sur leur membre prothétique, et plus de temps en appui

bipodal que les sujets sains.

#### *2.4.2.4.- Analyse cinématique de la marche du sujet DH*

La marche des sujets DH avec prothèse canadienne (Schnall et al., 2008 ; Ludwigs et al., 2010) se caractérise, en comparaison avec celle des sujets sains, par (1) des mouvements du tronc augmentés en flexion et en inclinaison ; (2) une inclinaison du bassin augmentée lors de la phase oscillante de la prothèse ; (3) une bascule postérieure du bassin au moment de l'extension de la hanche prothétique, antérieure au cours de la phase d'appui, puis postérieure de nouveau au cours de la phase oscillante (amplitude de bascules de 25 deg contre 4 deg chez le sujet sain) ; (4) une extension rapide et précoce suivie d'une flexion tardive et de faible amplitude (20 deg) de la hanche prothétique ; (5) une flexion du genou prothétique diminuée en phase d'appui et en phase oscillante.

Une étude récente (Ludwigs et al., 2010) a montré que ces différences entre sujets sains et DH pouvaient être réduites par l'utilisation de la nouvelle pièce de hanche Hélix<sup>3D</sup>. En effet, même si elle ne modifie pas la vitesse de marche et la longueur des pas, cette nouvelle pièce permet (1) une diminution des bascules du bassin (20 deg contre 25 deg avec une prothèse canadienne) ; (2) une extension plus lente de la hanche qui atteint son extension complète plus tard, et se fléchit plus tôt, sans qu'il y ait de phase statique en extension maximale de hanche comme c'est le cas avec une prothèse canadienne ; (3) une augmentation de la flexion du genou en appui et lors de la phase d'oscillation (respectivement 10 et 51 deg contre 3 et 45 deg avec une prothèse canadienne). Ces résultats suggèrent que l'appareillage avec l'Hélix<sup>3D</sup> rapproche la marche du sujet DH de celle des sujets sains par rapport à la marche avec une prothèse canadienne (Ludwigs et al., 2010).

#### *2.5.- Problématique et hypothèses*

La prothèse canadienne est utilisée par les personnes désarticulées de hanche (DH) depuis près de 60 ans aujourd'hui. Or nos connaissances sur les performances des DH lors de l'utilisation de cet appareillage sont limitées. En effet, aucune étude à ce jour n'a porté sur la posture et l'initiation de la marche chez le sujet DH appareillé, alors que la réalisation de ces tâches présente des difficultés pour des sujets amputés tibiaux et fémoraux. De plus, les données disponibles concernant les performances des sujets DH appareillés au cours de la locomotion concernent peu de cas, et sont difficilement comparables d'une étude à l'autre. Par ailleurs, l'arrivée de la hanche prothétique Hélix<sup>3D</sup> a été présentée comme un progrès pour l'appareillage des sujets DH par rapport à la prothèse canadienne. Cependant, les effets de

cette nouvelle pièce sur la réalisation de tâches de posture et d'initiation de la marche, et sur certains paramètres de la locomotion restent inconnus.

C'est pourquoi nous avons étudié les différences de comportement entre des patients DH utilisant une prothèse canadienne et de jeunes adultes sains pour des tâches de posture, d'initiation de la marche et de locomotion. Dans le même temps, nous avons étudié les effets de l'appareillage avec cette nouvelle pièce de hanche chez ces patients DH pour les mêmes tâches et par rapport à leur appareillage précédent (prothèse canadienne). Dans ce contexte, nous faisons l'hypothèse, que l'appareillage des patients DH avec la nouvelle pièce de hanche Hélix<sup>3D</sup> permet de réaliser des tâches de posture, d'initiation de la marche et de locomotion d'une manière plus proche de celles des sujets sains, par rapport à un appareillage de type prothèse canadienne.

### **3.– Méthodologie de l'étude**

#### ***3.1.- Population***

Trois patients désarticulés de hanche et 19 jeunes adultes sains se sont portés volontaires pour cette étude. Chaque sujet a bénéficié d'explications orales et écrites quant au déroulement et aux objectifs de l'étude, et a eu l'opportunité de poser toutes les questions voulues. Puis il a donné son consentement libre, éclairé et signé pour la participation à cette étude, conformément à la déclaration d'Helsinki de 1964.

##### **3.1.1.- Patients désarticulés de hanche**

Le premier patient (S1) est un homme de 41 ans, 173 cm et 70kg, désarticulé de hanche à droite depuis 4 ans et huit mois suite à un accident de travail. S1 utilisait quotidiennement son ancienne prothèse, constituée d'une hanche 7E7, d'un genou C-Leg et d'un pied Variflex, et travaillait dans une entreprise de menuiserie. Le deuxième patient (S2) est un homme de 33 ans, 173 cm et 57kg, désarticulé de hanche à droite depuis 21 mois suite à un accident de travail. S2 disposait d'une prothèse constituée d'une hanche 7E7, d'un genou 3R15 et d'un pied Sach, qu'il utilisait peu. Il déambulait à l'aide de cannes béquilles la plupart du temps, mais suite à l'attribution d'un genou C-Leg un mois avant sa participation à cette étude il utilisait plus souvent sa prothèse. S2 n'exerçait plus d'activité professionnelle. Le troisième patient (S3) est une femme de 37 ans, 166 cm et 53kg, désarticulée de hanche à droite depuis 24 ans suite à un ostéosarcome. S3 utilisait quotidiennement sa prothèse, constituée d'une hanche 7E7, d'un genou C-Leg et d'un pied 1C30, et travaillait dans un

laboratoire de biologie.

La pièce de hanche 7E7, utilisée initialement par ces trois patients DH, est directement inspirée de la prothèse canadienne (Ludwigs et al., 2010).

### **3.1.2.- Sujets sains**

Le groupe contrôle comportait 19 sujets sains, 10 hommes et 9 femmes. L'âge moyen de ce groupe était de  $23.3 \pm 2,6$  ans, le poids moyen de  $63,3 \pm 13,1$  kg et la taille moyenne de  $171,8 \pm 8,2$  cm. Nous avons recruté notre échantillon parmi une population d'étudiants grenoblois âgés de 18 à 30 ans. Le critère de non-inclusion était la présence d'une affection orthopédique ou neuromusculaire susceptible d'avoir un effet sur la posture, l'initiation de la marche ou la marche. Les critères d'exclusion étaient l'abandon au cours de l'étude et le non-respect des consignes données par l'expérimentateur.

## 3.2.- Matériel et méthode

### **3.2.1.- Patients désarticulés de hanche**

Cette étude a été menée au cours d'une période de quatre jours d'hospitalisation au CHU de Grenoble prévue pour l'installation d'un nouvel appareillage. Le protocole a été réalisé avec l'ancien appareillage le premier jour (prothèse de type canadienne), puis avec le nouvel appareillage chacun des quatre jours. Les patients ont bénéficié au cours de ces quatre jours de séances de rééducation et de réglages de la nouvelle prothèse par un masseur-kinésithérapeute et un orthoprothésiste expérimentés. Le protocole a été répété à **J+3 mois** de l'appareillage pour le patient S2 uniquement. Ce protocole était constitué des trois tâches suivantes :

- Tâche posturale

Nous avons étudié la posture orthostatique à l'aide d'une plateforme de force (AMTI<sup>®</sup>, model OR6-5-1). Il était demandé au sujet de rester debout « le plus immobile possible » pendant 30 s, les bras reposant le long du corps et les yeux fermés, la position des pieds du sujet étant standardisée (les bords internes des pieds formaient un angle de 30 deg et les talons étaient écartés de 4 cm). Cette tâche était répétée quatre fois.

- Tâche d'initiation de la marche

Nous avons étudié l'initiation de la marche à l'aide de la même plateforme de force, les pieds étant positionnés de la même façon que pour la tâche posturale. Il était ensuite demandé au

sujet de marcher en regardant devant lui et sur une distance de 4 m environ. Aucune instruction particulière n'était donnée concernant la vitesse d'exécution ou la longueur du pas à réaliser. Cette tâche était réalisée cinq fois en démarrant avec le membre prothétique, puis cinq fois avec le membre sain.

- Tâche de locomotion

Nous avons étudié la locomotion à l'aide d'un tapis de marche GaitRite® de 3,8 m de long. Le sujet était positionné 5 m avant le tapis, et il lui était demandé de marcher à vitesse confortable, en regardant droit devant lui, et sans s'arrêter jusqu'à 5 m après le tapis. Cette mesure était répétée 10 fois, afin d'obtenir les mesures d'environ 50 pas.

En plus de ce protocole de mesure, les patients DH ont réalisé un test de marche de deux minutes (TM2) et trois tests d'équilibre unipodal sur la prothèse (TestUnip) avec chaque appareillage. Ils ont également rempli un questionnaire de satisfaction pour chaque appareillage.



**Figure 2** : *Illustration des tâches de posture, d'initiation de la marche et de locomotion*

### **3.2.2.- Sujets sains**

Les tâches de posture et de locomotion se sont déroulées de la même façon que pour les sujets DH. Il en était de même pour la tâche d'initiation de la marche à deux distinctions près. Le membre inférieur droit du sujet était équipé de deux diodes infrarouges permettant de mesurer les mouvements de la tête du cinquième métatarsien et du talon à l'aide de trois caméras infrarouge (OptoTrack®) synchronisées avec la plateforme de force. Par ailleurs, les 10 essais ont été réalisés en démarrant avec le pied droit uniquement, afin de pouvoir mesurer pour tous les essais les mouvements de la tête du cinquième métatarsien et du talon à l'aide de ce système d'analyse du mouvement.

### 3.3.- Traitement statistique

#### **3.3.1.- Traitement des données**

##### *3.3.1.1.- Mesure de la posture*

L'acquisition des données de la plateforme de force a été réalisée avec ADPro<sup>®</sup>, avec un échantillonnage d'une fréquence de 100 Hz (conversion 12-bit A/D). Les données ont été filtrées avec un filtre passe-bas Butterworth de second ordre (10 Hz), puis les déplacements du CdP ont été calculés selon les axes antéropostérieur et médiolatéral à l'aide d'un programme développé sous MatLab<sup>®</sup>. Puis nous avons calculé la RMS et la vitesse moyenne des déplacements du CdP selon les axes antéropostérieur et médiolatéral.

##### *3.3.1.2.- Mesure de l'initiation de la marche*

- Données du système d'analyse du mouvement

L'analyse cinématique du mouvement chez les sujets sains a été réalisée afin de déterminer la corrélation temporelle entre les données de la plateforme de force et deux événements de l'initiation de la marche, l'instant de la levée du pied de départ,  $T_{levée}$ , et l'instant de la pose du talon du pied de départ,  $T_{pose}$ .

Les déplacements des deux marqueurs ont été mesurés à une fréquence de 100 Hz avec NDIFirstPrinciples<sup>®</sup>. Aucun filtrage, ni reconstruction du signal n'ont été nécessaires. L'instant de la levée du pied,  $T_{levéeR\acute{e}el}$ , a été marqué au moment où le marqueur de la tête du cinquième métatarsien a parcouru 5 % de son déplacement vers le haut. L'instant de la pose du talon,  $T_{poseR\acute{e}el}$ , a été marqué au moment où le marqueur du talon achève son déplacement vers le bas.

- Données de la plateforme de force

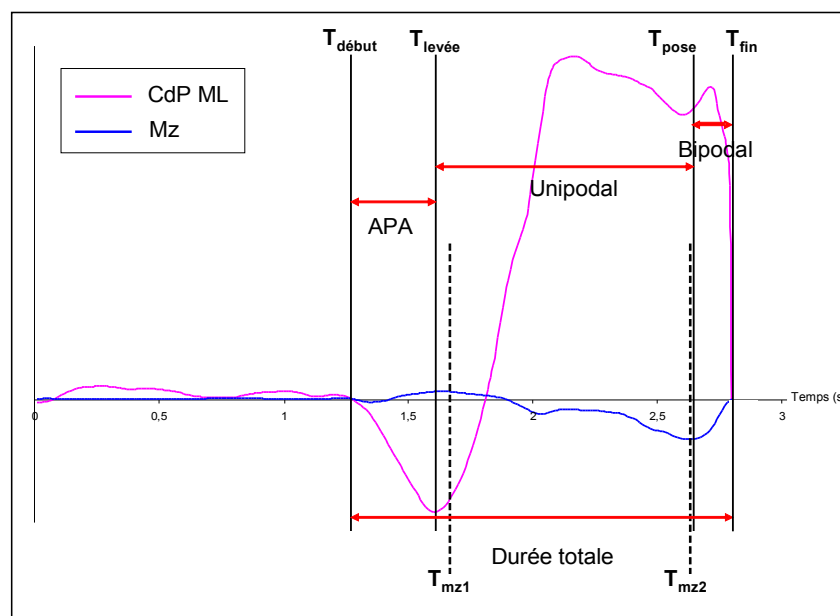
Les données de la plateforme de force ont été acquises de la même façon que pour la tâche posturale. Les déplacements du CdP ont été calculés dans l'axe médiolatéral, et les données de force  $F_x$ ,  $F_y$  et  $F_z$  ont été converties en Newton à l'aide d'un programme développé sous MatLab<sup>®</sup>. Différents types de paramètres ont été analysés.

##### *Paramètres temporels*

Le début de l'initiation de la marche, c'est à dire le début des APAs,  $T_{d\acute{e}but}$ , a été marqué au moment où le CdP a parcouru 5 % de son déplacement latéral vers le pied de départ. Les corrélations que nous avons mises en évidence entre les événements réels mesurés par le

système OptoTrack® ( $T_{levéeR\acute{e}el}$  et  $T_{poseR\acute{e}el}$ ) et les forces de réaction au sol mesurées par la plateforme (voir dans la partie Résultats) nous montrent que les pics du moment de force selon l'axe verticale  $Mz$ ,  $T_{mz1}$  et  $T_{mz2}$ , sont les paramètres les plus fiables pour déterminer la levée et la pose du pied à partir des données de la plateforme. En conséquence, nous avons calculé  $T_{levée}$  en ajoutant 0,08 s à  $T_{mz1}$ , et  $T_{pose}$  en soustrayant 0,01 s à  $T_{mz2}$ . Enfin, la fin de l'initiation de la marche,  $T_{fin}$ , le moment où le pied d'appui décolle du sol, est le moment où le sujet quitte la plateforme de force et donc où les forces de réaction au sol deviennent nulles (Figure 2).

A partir de ces quatre événements, trois phases ont été définies : celle des APAs, celle de l'appui unipodal et celle de l'appui bipodal. La durée de la phase des APAs,  $D_{apa}$ , a été calculée en soustrayant  $T_{d\acute{e}but}$  à  $T_{levée}$ . La durée de la phase d'appui unipodal,  $D_{uni}$ , a été calculée en soustrayant  $T_{levée}$  à  $T_{pose}$ . La durée de la phase d'appui bipodal,  $D_{bip}$ , a été calculée en soustrayant  $T_{pose}$  à  $T_{fin}$ . La durée totale de l'initiation de la marche,  $D_{tot}$ , a été calculée en soustrayant  $T_{d\acute{e}but}$  à  $T_{fin}$ .



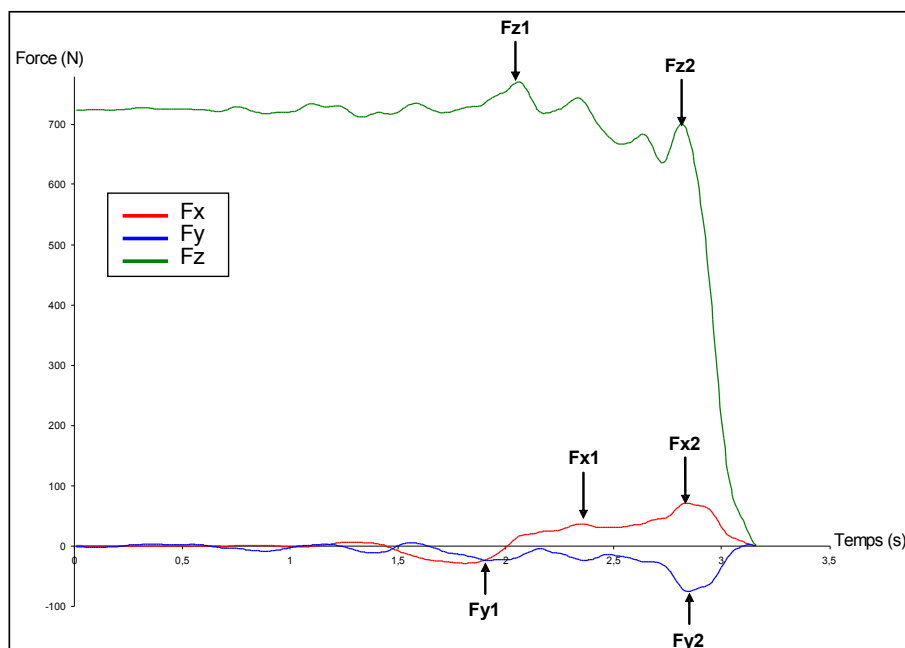
**Figure 3** : Détermination des phases de l'initiation de la marche à partir du déplacement médiolatéral du centre des pressions (CdP ML) et du moment de force selon l'axe vertical (Mz)

#### Paramètres de force de réaction au sol

Les intensités de chaque pic de force des courbes  $F_x$ ,  $F_y$  et  $F_z$  ont été mesurées. Nous avons relevé  $F_{x1}$  et  $F_{x2}$  (le premier et le dernier pic de force vers le pied d'appui),  $F_{y1}$  et  $F_{y2}$  (le premier et le dernier pic de force vers l'arrière), et  $F_{z1}$  et  $F_{z2}$  (le premier et le dernier pic de force vers le bas) (Figure 3).



Les pics de Fz ont été exprimés en pourcentage de Fz au repos (le poids du sujet avant le début de l'initiation de la marche), afin d'écartier l'impact du changement du poids de la prothèse, et de rendre les données comparables d'un sujet à l'autre. Les intensités des pics de forces Fx et Fy ont été normalisées en fonction du poids du sujet. Un membre inférieur représentant 16 % du poids du corps (Osterkamp, 1995), un sujet DH pèse donc 84 % du poids qu'il ferait s'il n'était pas amputé. C'est pourquoi nous avons utilisé un poids corrigé pour les DH qui était calculé de la façon suivante :  $\text{poids corrigé} = \text{poids réel} \times 100 / 84$



**Figure 4** : Marquage des pics des forces de réaction au sol médiolatérale (Fx), antéropostérieure (Fy), et verticale (Fz)

### 3.3.1.3.- Mesure de la locomotion

La fréquence d'acquisition du tapis de marche est de 240 Hz et sa résolution spatiale de 1,27 cm. Les paramètres spatio-temporels choisis pour l'analyse de la locomotion sont (1) la vitesse de marche, normalisée en fonction de la taille du sujet ; (2) la cadence de marche ; (3) la longueur des pas prothétique (droit) et sain (gauche), normalisée en fonction de la taille des sujets ; (4) la durée des pas prothétique (droit) et sain (gauche) ; (5) les pourcentages de simple appui durant le cycle de marche sur le pied prothétique (droit) et sain (gauche) ; et (6) le pourcentage de double appui durant le cycle de marche.

### 3.3.1.4.- Mesures cliniques

Nous avons relevé pour le TM2 la distance parcourue. Pour le TestUnip, nous avons relevé la durée maximale de tenue de l'équilibre unipodal.

### 3.3.2.- Analyse statistique

Pour les sujets sains, nous avons calculé pour chaque paramètre la moyenne et l'écart-type du groupe. Du fait de la variabilité des comportements entre les trois patients DH nous avons étudié indépendamment chaque condition de chaque patient, sans faire de moyenne ni entre les patients, ni entre les conditions. Les mesures réalisées avec l'ancien appareillage constituent la condition **Contrôle**. Les mesures réalisées avec le nouvel appareillage au cours des quatre jours, et 3 mois après constituent les conditions **J1, J2, J3, J4** et **J+3 mois**. La différence nécessaire pour affirmer l'existence d'une différence entre sujets sains et DH a été fixée arbitrairement à un écart-type des performances des sujets sains.

#### 3.3.2.1.- Mesure de la posture

Nous avons calculé pour chaque sujet la moyenne des paramètres sur les 4 mesures. Pour mettre en évidence les spécificités posturales des patients DH, nous avons ensuite comparé la condition **Contrôle** des patients DH aux valeurs des sujets sains. Enfin, pour mettre en évidence l'effet à court et moyen termes du nouvel appareillage sur la posture, nous avons comparé les conditions **J1, J2, J3, J4** et **J+3 mois** à la condition **Contrôle**.

#### 3.3.2.2.- Mesure de l'initiation de la marche

##### *Corrélations entre forces de réaction au sol et analyse du mouvement*

Des tests de corrélation de Pearson ont été réalisés entre  $T_{levéeR\acute{e}el}$  et  $T_{mz1}$ , et entre  $T_{poseR\acute{e}el}$  et  $T_{mz2}$  pour l'ensemble des essais des sujets sains, afin d'évaluer la qualité de la corrélation entre la levée et la pose du pied de départ et les pics du moment de force Mz.

Les moyennes, pour les 10 essais, des différences temporelles entre  $T_{levéeR\acute{e}el}$  et  $T_{mz1}$ , et entre  $T_{poseR\acute{e}el}$  et  $T_{mz2}$  ont été calculées pour chacun des sujets sains, afin d'évaluer la chronologie entre la levée et la pose du pied de départ et les pics du moment de force Mz.

##### *Données de la plateforme de force*

Les moyennes des cinq essais de départ de chaque pied des DH, et des dix essais des sujets sains ont été calculées pour chaque paramètre. Nous avons comparé pour chaque paramètre (1) la condition **Contrôle** des patients DH aux sujets sains afin de mettre en évidence les spécificités des DH lors de l'initiation de la marche ; (2) la **condition Prothèse** (départ avec le pied droit prothétique) à la **condition Membre Sain** (départ avec le pied gauche sain) chez les patients DH afin d'évaluer la différence de stratégie des DH suivant le pied de départ (pour les deux appareillages) ; et (3) les conditions **J1, J2, J3, J4** et **J+3 mois** par rapport à la

condition Contrôle afin d'évaluer l'effet à court et moyen termes du nouvel appareillage sur l'initiation de la marche.

### 3.3.2.3.- *Mesure de la locomotion*

Nous avons d'abord comparé d'abord la condition Contrôle des patients DH aux sujets sains afin de mettre en évidence les spécificités locomotrices des patients DH. Nous avons ensuite comparé les paramètres du pas prothétique à ceux du pas du membre sain, afin de mettre en évidence l'asymétrie des patients DH au cours de la locomotion. Nous avons enfin comparé les conditions **J1**, **J2**, **J3**, **J4** et **J+3 mois** à la condition Contrôle afin d'évaluer l'effet à court et moyen termes du nouvel appareillage sur la locomotion.

## 4.- Résultats

### 4.1.- *Etude de la posture*

Les données des conditions **J1** des patients S1 et S2 ont été effacées accidentellement. Par ailleurs, en raison d'un problème d'acquisition au cours de l'expérimentation, les déplacements du CdP dans l'axe antéropostérieur n'ont pas pu être calculés pour les conditions **J1** et **J2** du patient S3.

#### 4.1.1.- **Comparaison des patients DH en condition Contrôle et des sujets sains**

Les déplacements du CdP selon l'axe antéropostérieur sont supérieurs pour les trois patients pour le RMS et la vitesse moyenne par rapport aux sujets sains. Et les déplacements du CdP selon l'axe médiolatéral sont supérieurs pour S1 et S2 pour le RMS, et inférieurs pour S3 pour le RMS et la vitesse moyenne par rapport aux sujets sains.

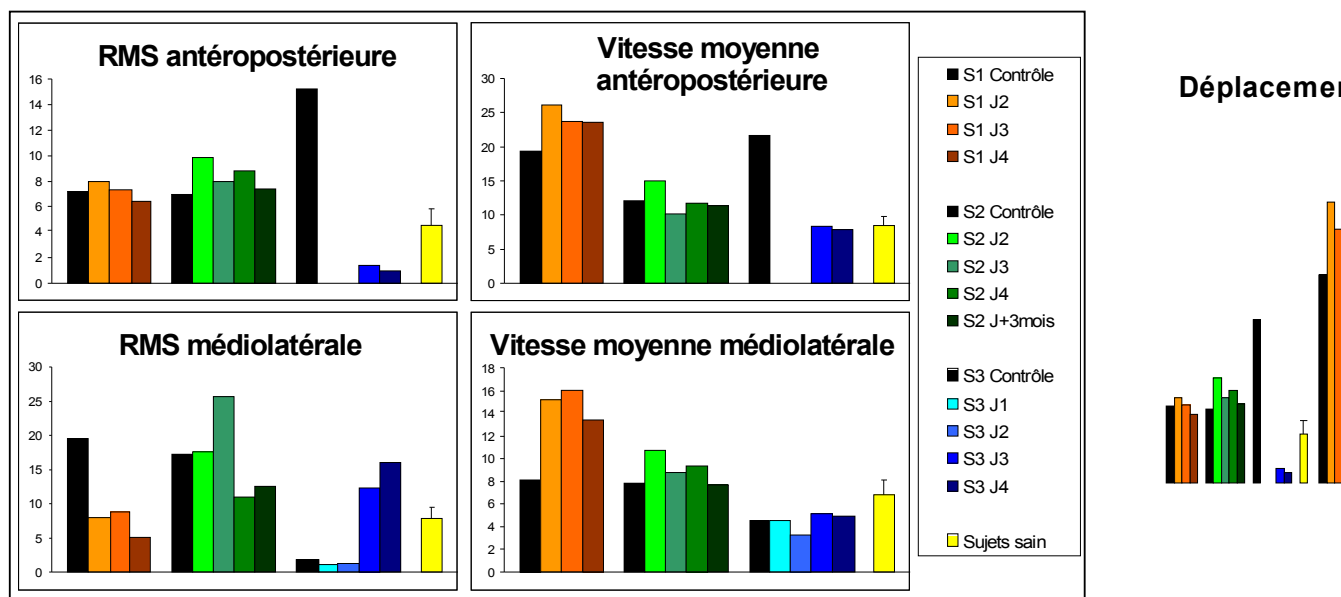
<b>Paramètres</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>Sujets sains</b>
RMS AP (mm)	7,2	6,9	15,2	4,6 ± 1,3
Vitesse moy. AP (mm/s)	19,4	12,1	21,6	8,5 ± 1,3
RMS ML (mm)	19,5	17,2	1,8	7,9 ± 4,7
Vitesse moy. ML (mm/s)	8,1	7,9	4,4	6,8 ± 1,8

**Tableau 2 :** *Données de déplacements du CdP selon les axes antéropostérieur (AP) et médiolatéral (ML) des patients désarticulés de hanche en condition Contrôle et des sujets sains*

#### 4.1.2.- **Effets du nouvel appareillage chez le patient DH**

Selon l'axe antéropostérieur, S1 présente une diminution de 11 % du RMS et une

augmentation de 21 % de la vitesse, et S3 présente une diminution de 94 % du RMS et de 60 % de la vitesse. Selon l'axe médiolatéral, S1 présente une diminution de 75 % du RMS et une augmentation de 65 % de la vitesse ; S2 présente une augmentation initiale du RMS mais une diminution finale de 27 % du RMS ; et de son côté S3 présente une augmentation de 790 % du RMS.



**Figure 5** : Effets du nouvel appareillage sur la RMS (en mm) et sur la vitesse moyenne (en mm/s) du CdP lors de la posture des patients DH

S1 se rapproche du comportement des sujets sains en termes de RMS, mais s'éloigne en termes de vitesse, selon les deux axes. S2 se rapproche du comportement des sujets sains en termes de RMS médiolatéral à **J4** et **J+3 mois**. Et S3 se rapproche du comportement des sujets sains en termes de RMS et de vitesse, selon les deux axes. Les données de posture pour les sessions **J1**, **J2**, **J3**, **J4** et **J+3 mois** sont présentées en annexe.

#### 4.2.- Etude de l'initiation de la marche

En raison d'un problème d'acquisition au cours de l'expérimentation, les données de force  $F_z$  n'ont pas pu être calculées pour le patient S3.

##### **4.2.1.- Corrélations temporelles entre forces de réaction au sol et analyse du mouvement**

Les coefficients de corrélation entre la levée du pied et la pose du talon déterminés par l'analyse du mouvement et les pics de  $M_z$ , obtenues par le test de Pearson, sont  $r = 0,90$  entre  $T_{\text{levéeRéal}}$  et  $T_{mz1}$  et  $r = 0,99$  entre  $T_{\text{poseRéal}}$  et  $T_{mz2}$ . Il y a donc une bonne corrélation entre la levée du pied et le premier pic de  $M_z$ , et une très bonne corrélation entre la pose du talon et le dernier pic de  $M_z$ , chez les sujets sains.

Les différences temporelles entre ces événements et ces pics de Mz sont  $T_{\text{levéeRéal}} - T_{\text{mz1}} = 0,079 \pm 0,049$  s et  $T_{\text{poseRéal}} - T_{\text{mz2}} = -0,013 \pm 0,016$  s. La levée du pied a donc lieu, en moyenne, 0,08 s après le premier pic de Mz, et la pose du talon, en moyenne, 0,01 s avant le dernier pic de Mz, chez les sujets sains.

#### 4.2.2.- Durée des phases de l'initiation

##### 4.2.2.1.- Comparaison DH en condition Contrôle et sujets sains

Concernant les durées des phases de l'initiation de la marche chez les patients DH en condition Contrôle (tableau 3), (1) les trois patients ont des APAs plus longs dans les deux conditions, et un appui unipodal plus long en condition Prothèse ; (2) S2 et S3 ont un appui unipodal moins long en condition Membre Sain ; (3) S3 a un appui bipodal plus long en condition Prothèse, et S2 et S3 ont un appui bipodal plus long en condition Membre Sain ; et (4) les trois patients DH ont une initiation de la marche plus longue, par rapport aux sujets sains.

Paramètres	S1		S2		S3		Sujets sains
	Prothèse	Membre sain	Prothèse	Membre sain	Prothèse	Membre sain	
$D_{\text{apa}}$ (s)	0,96	0,91	1,14	0,90	1,09	0,70	$0,54 \pm 0,12$
$D_{\text{uni}}$ (s)	0,92	0,51	0,64	0,36	0,64	0,41	$0,55 \pm 0,06$
$D_{\text{bip}}$ (s)	0,19	0,22	0,19	0,25	1,28	0,72	$0,21 \pm 0,03$
$D_{\text{tot}}$ (s)	1,92	1,64	1,83	1,50	3,02	1,84	$1,30 \pm 0,11$

**Tableau 3** : Durées des APAs, de l'appui unipodal, de l'appui bipodal et de l'initiation de la marche des patients DH en condition Contrôle, en condition Prothèse (initiation par le membre prothétique) et en condition Membre Sain (initiation par le membre sain) et des sujets sains

##### 4.2.2.2.- Comparaison des conditions Prothèse et Membre Sain

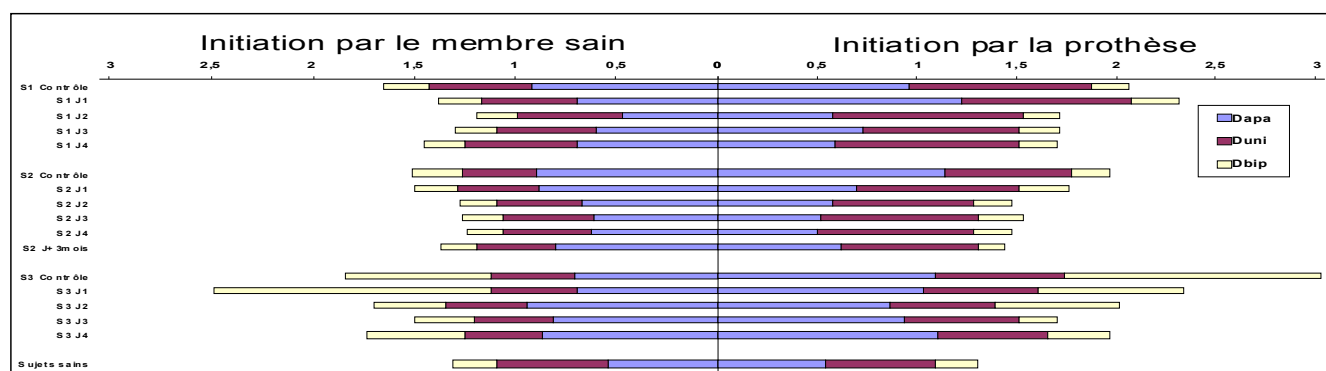
Avec la prothèse canadienne, les durées de l'initiation de la marche et de ses trois phases sont plus longues en condition Prothèse qu'en condition Membre Sain, hormis pour la phase bipodal de S1 et S2 qui est plus longue en condition Membre Sain qu'en condition Prothèse.

Avec le nouvel appareillage, les durées de l'initiation de la marche sont globalement plus longues en condition Prothèse qu'en condition Membre Sain, hormis pour (1) les APAs de S1 à J4, de S2 pour les cinq mesures successives, et de S3 à J2 ; (2) la phase bipodale de S1 à J2, J3 et J4, de S2 à J+3 mois et de S3 à J1, J3 et J4 ; (3) la durée totale de l'initiation pour S3 à

J1.

#### 4.2.2.3.- Effets du nouvel appareillage chez le patient DH

Les trois patients initient la marche plus rapidement avec le nouvel appareillage par rapport à la condition Contrôle, avec la prothèse comme avec le membre sain. Pour S1 du fait du raccourcissement des APAs ; pour S2 du fait du raccourcissement des APAs et de la phase d'appui bipodal, et malgré l'allongement de sa phase d'appui unipodal ; et pour S3 du fait du raccourcissement des phases d'appui bipodal et unipodal, et malgré l'allongement de sa phase d'APAs. Les patients DH se rapprochent donc du comportement des sujets sains par rapport à la condition Contrôle en termes de délais lors de l'initiation de la marche, hormis pour les APAs de S3. Les durées des phases de l'initiation de la marche avec le nouvel appareillage sont présentées en annexe.



**Figure 6 :** Evolution des durées des APAs (bleu), de l'appui unipodal (rouge) et de l'appui bipodal (blanc) au cours de l'initiation de la marche des patients DH suite au nouvel appareillage, en conditions d'initiation par la prothèse et par le membre sain, en secondes

#### 4.2.3.- Intensités des pics de forces

##### 4.2.3.1.- Comparaison DH en condition Contrôle et sujets sains

Concernant les pics de force de réaction au sol lors de l'initiation de la marche chez les patients DH en condition Contrôle, par rapport aux sujets sains, (1) **Fx1**, le pic de force vers le pied d'appui au moment du passage en appui unipodal, est plus important pour les trois patients dans les deux conditions d'initiation ; (2) **Fy1** et **Fy2**, les pics de force postérieurs,

présentent une variabilité importante entre les patients DH, et chez les sujets sains ; (3) **Fz1**, le pic de force verticale au moment du passage en appui unipodal, est plus importante en condition Membre Sain, et est similaire aux sujets sains en condition Prothèse ; et (4) **Fz2**, le pic de force verticale à la fin de l'appui unipodal, est moins important dans les deux conditions d'initiation.

Paramètres	S1		S2		S3		Sujets sains
	Prothèse	Membre sain	Prothèse	Membre sain	Prothèse	Membre sain	
Fx1 (N/kg)	0,44	0,77	0,36	0,40	0,34	0,74	0,28 ± 0,05
Fx2 (N/kg)	0,58	0,86	0,44	0,54	0,56	0,59	0,52 ± 0,08
Fy1 (N/kg)	0,59	0,65	0,39	0,62	0,63	0,96	0,91 ± 0,32
Fy2 (N/kg)	1,54	1,68	1,24	0,80	2,13	2,21	1,77 ± 0,41
Fz1 (%)	105.8	114.6	110.6	111.7	-	-	108.5 ± 2.8
Fz2 (%)	91.6	98.3	99.5	100.8	-	-	108.8 ± 5.5

**Tableau 4 :** Intensités des pics de force de réaction au sol (en Newton/kg de poids de corps et en % du poids total du sujet) lors de l'initiation de la marche des patients DH en condition Contrôle (en condition Prothèse, initiation par le membre prothétique, et en condition Membre Sain, initiation par le membre sain) et des sujets sains

#### 4.2.3.2.- Comparaison des conditions Prothèse et Membre Sain

Pour les patients DH avec l'ancien appareillage, les pics de force de réaction au sol sont tous plus élevés en condition Membre Sain qu'en condition Prothèse, hormis le **Fy2** de S2. Avec le nouvel appareillage, au quatrième jour du protocole, les pics de force de réaction au sol sont encore globalement plus élevés en condition Membre Sain qu'en condition Prothèse, hormis le **Fy2** de S2 et S3, et le **Fz1** de S1 et S2.

#### 4.2.3.3.- Effets du nouvel appareillage chez le patient DH

Concernant les pics de force de réaction au sol lors de l'initiation de la marche chez les patients DH dans les conditions J1, J2, J3, J4 et J+3 mois par rapport à la condition Contrôle, les paramètres qui évoluent en se rapprochant des valeurs des sujets sains sont (1) **Fx1** qui diminue pour S1 et S3 en condition Membre Sain, et pour S2 à J+3 mois en condition Prothèse, et (2) **Fz1** qui augmente pour S1 et S2 en condition Prothèse. Les paramètres qui évoluent en s'écartant des valeurs des sujets sains sont (1) **Fx1** qui augmente pour les trois patients en condition Prothèse à J4, et (2) **Fz1** qui augmente à J+3 mois pour S2 en condition Membre Sain. Les autres valeurs de pics de forces présentent des variations très importantes

d'un sujet à l'autre et d'une condition à l'autre. Ces valeurs sont présentées en annexe.

### 4.3.- Etude de la locomotion

#### **4.3.1.- Comparaison des patients DH en condition Contrôle et des sujets sains**

La vitesse et la cadence de marche des patients DH sont inférieures à celle des sujets sains. La longueur de pas est inférieure à celle des sujets sains pour les pas sains de S2 et pour les pas prothétique de S3. Les pas des patients DH durent plus longtemps que les pas des sujets sains. Le simple appui est diminué sur la prothèse pour les trois patients et est augmenté sur le membre sain pour S1 et S2. Le double appui est plus important chez les patients DH que chez les sujets sains.

<b>Paramètres</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>Sujets sains</b>
Vitesse normalisée (%.s <sup>-1</sup> )	53,6	56,4	72,8	83,6 ± 11
Cadence (pas/min)	82,6	93,6	107,1	119,4 ± 8,1
Longueur pas Prothèse (%)	38,2	39,2	35,6	41,9 ± 4,1
Longueur pas Sain (%)	39,7	32,8	45,4	42,1 ± 3,8
Durée pas Prothèse (s)	0,80	0,71	0,57	0,51 ± 0,04
Durée pas Sain (s)	0,65	0,57	0,55	0,50 ± 0,04
Simple appui Prothèse (%)	31,5	30,8	32,7	39,9 ± 1,6
Simple appui Sain (%)	43,7	44,7	41,4	39,9 ± 1,6
Double appui (%)	25,4	24,9	26,2	20,7 ± 3,0

**Tableau 5 :** Données de la locomotion des patients DH en condition Contrôle et des sujets sains

#### **4.3.2.- Comparaison des pas prothétiques et sains des patients DH**

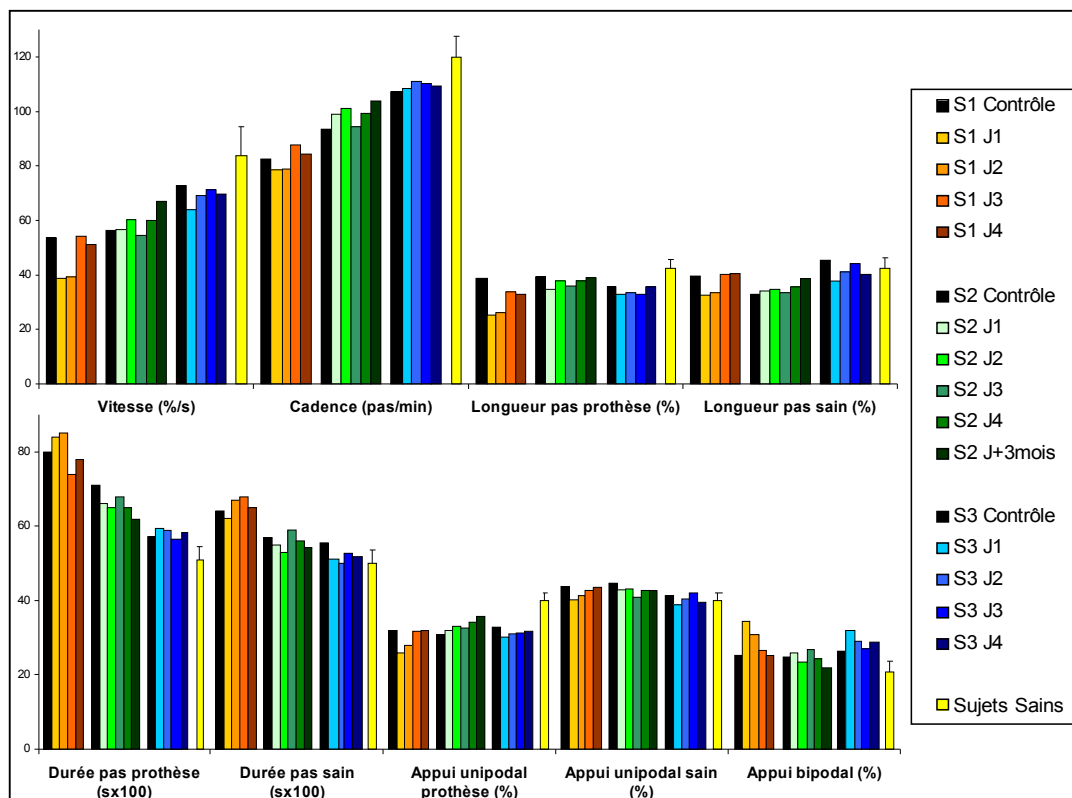
Pour les conditions Contrôle, **J1, J2, J3, J4** et **J+3 mois** (1) les pas sont plus longs du côté du membre sain pour S1 et S3, et plus longs côté prothèse pour S2 ; (2) les pas côté prothèse durent plus longtemps que les pas du côté du membre sain pour les trois patients ; et (3) le simple appui est plus long sur le membre sain que sur la prothèse pour les trois patients.

#### **4.3.3.- Effets du nouvel appareillage chez le patient DH**

Concernant la locomotion des patients DH dans les conditions **J1, J2, J3, J4** et **J+3 mois** par rapport à la condition Contrôle S1 marche moins vite initialement, sa cadence diminue puis augmente, ses pas sont moins longs (hormis du côté du membre sain à **J3** et **J4**), et son pourcentage d'appui bipodal est plus important à **J1** et **J2**. S2 marche plus vite et à une



cadence supérieure, la longueur de ses pas du côté du membre sain augmente et celle des pas côté prothèse diminue (hormis à **J+3 mois**), l'appui unipodal sur la prothèse est plus long, et l'appui unipodal côté membre sain et l'appui bipodal sont moins longs. S3 marche moins vite, la longueur de ses pas diminue, la durée du pas côté membre sain diminue, l'appui unipodal côté prothèse et côté membre sain est moins long, et l'appui bipodal est plus long. Le détail des valeurs de locomotion des patients DH est donné en annexe.



**Figure 6 :** Effets du nouvel appareillage sur la locomotion des patients DH

#### 4.4.- Mesures cliniques

Paramètres	S1 contrôle	S1 J4	S2 Contrôle	S2 J4	S2 J+3 mois	S3 Contrôle	S3 J4
TM2 (m)	118	118	117	138	148	162	167
TestUnip (s)	4,0	2,1	5,3	3,6	2,6	1,8	2,0

**Tableau 6 :** Données du test de marche de deux minutes (TM2) et du test d'équilibre unipodal sur la prothèse (TestUnip) pour les patients DH

Le changement d'appareillage ne modifie pas le périmètre de marche en deux minutes, hormis pour S2, et diminue le temps de tenue de l'équilibre unipodal pour S1 et S2. Par ailleurs, les réponses au questionnaire de satisfaction sont présentées en annexe.

## **5.– Discussion**

### 5.1.- Objectifs de l'étude

L'objectif de ce travail était de comprendre les spécificités des patients désarticulés de hanche appareillés avec une prothèse canadienne par rapport à de jeunes adultes sains pour la réalisation de tâches de posture, d'initiation de la marche et de locomotion. Nous avons également cherché à mettre en évidence l'effet à court et à moyen termes de l'appareillage avec une nouvelle pièce de hanche, l'Hélix<sup>3D</sup>, sur la réalisation de ces trois tâches.

### 5.2.- Interprétation des résultats

#### **5.2.1.- Spécificités du sujet DH utilisant une prothèse canadienne**

Notre étude met en évidence pour de nombreux paramètres des différences homogènes entre les trois patients DH utilisant une prothèse canadienne et les sujets sains. Cependant, il y a certains paramètres pour lesquels les trois patients de cette étude présentent des stratégies différentes les unes des autres.

##### *5.2.1.1.- Stratégies posturales du sujet DH appareillé*

Dans l'axe antéropostérieur, les trois patients présentent des oscillations plus rapides et de plus grande amplitude que celles des sujets sains. Les trois patients DH sont donc instables dans l'axe antéropostérieur. Ces déplacements plus importants du CdP peuvent être attribués, comme pour les amputés tibiaux et fémoraux, à l'absence de la musculature de la cheville du côté amputé, et au manque de mobilité de la cheville prothétique (Vrieling et al, 2008a). En effet, chez le sujet sain c'est au niveau de la cheville qu'est assuré la majorité du contrôle des oscillations du corps selon l'axe antéropostérieur (Winter et al., 1996). Chez les sujets amputés ou désarticulés du membre inférieur, les régulations des oscillations antéropostérieures du corps se font de façon moins précise (Vrieling et al., 2008a), puisqu'elles ne sont réalisées que par le membre inférieur sain, qui assure la majeure partie du contrôle (Geurts et al., 1992), et par l'intermédiaire de la prothèse, mobilisée par la musculature du tronc pour les sujets DH.

Dans l'axe médiolatéral, il existe deux stratégies opposées chez les patients DH, et aucune n'est similaire à celle des sujets sains. S1 et S2 présentent des oscillations de plus grande amplitude, mais pas plus rapide que celles des sujets sains. Ils sont donc instables sur l'axe médiolatéral. A l'inverse, le patient le plus expérimenté (S3) a une stratégie « figée » sur l'axe

médiolatéral, puisque les oscillations de son CdP présentent une amplitude et une vitesse cinq fois inférieures à celles des sujets sains. La première stratégie induit des risques de perte d'équilibre, et la deuxième est contraire à la posture physiologique qui permet par les oscillations du corps de faire varier les contraintes d'appui et de limiter la fatigue physiologique (Duarte et al., 2009). Ces oscillations médiolatérales sont contrôlées essentiellement, chez le sujet sain, au niveau des hanches (Winter et al., 1996). Or la musculature de la hanche est absente au niveau du membre prothétique des sujets DH, ce qui peut expliquer la difficulté à réguler les oscillations médiolatérales du CdP pour les patients DH. De plus, la hanche de la prothèse canadienne n'est pas conçue pour réaliser des mouvements d'abduction et d'adduction. Il y a donc un manque de mobilité médiolatérale au niveau de la hanche prothétique des patients DH. Ce qui peut également expliquer les perturbations des mouvements du CdP selon l'axe médiolatéral. Ces oscillations augmentées des patients DH lors de la posture peuvent être dues non seulement à la perte des muscles et des articulations servant à contrôler ces oscillations, mais aussi à la perte des informations proprioceptives du membre inférieur amputé. L'augmentation des oscillations suite à cette perte d'information proprioceptive pourrait également être une compensation visant à augmenter le retour sensorielle des organes restants (le membre inférieur sain, le système vestibulaire, et la vision en condition yeux ouverts) (Duarte et al., 2009).

#### *5.2.1.2.- Stratégies de l'initiation de la marche du sujet DH appareillé*

Comme pour les amputés tibiaux et fémoraux (Vrieling et al., 2008b ; Tokuno et al., 2003), les APAs des DH durent plus longtemps que ceux des sujets sains et sont principalement responsables de la prolongation de l'initiation de la marche. Ces APAs prolongés révèlent la difficulté des patients DH à exercer les appuis au sol nécessaires au transfert du poids du corps sur le membre sain ou sur la prothèse. Ces difficultés sont liées à la perte des muscles effecteurs (tibial antérieur, triceps sural, abducteurs de hanche) (Crena et Frigo, 1991). Plus spécifiquement, les APAs sont plus longs lors de l'initiation par la prothèse, ce qui montre la difficulté des patients DH à soulever leur prothèse. Ces APAs prolongés peuvent également être dus au besoin de s'assurer de son équilibre sur la prothèse, du fait de la perte des informations proprioceptives du membre amputé (Michel et Chong, 2004), avant de lever le membre sain.

Comme pour les autres types d'amputés (Vrieling et al., 2008b), la phase d'appui unipodal sur la prothèse est plus courte que chez les sujets sains, et cet appui unipodal est plus long sur le

membre sain que sur la prothèse. Chez les patients DH, cette phase d'appui unipodal prolongée sur le membre sain peut s'expliquer par le temps nécessaire au sujet pour lever et avancer la prothèse à l'aide du bassin (Radcliffe et al., 1957) et, comme pour les amputés fémoraux (Vrieling et al., 2008b), pour que le genou se tende. Inversement, la phase d'appui unipodal sur la prothèse est diminuée, ce qui traduit l'incapacité des patients DH à assurer un appui unipodal prolongé, comme cela a été montré pour d'autres types d'amputés (Hermodsson et al., 1994) et comme le montre les résultats au test clinique d'équilibre en appui unipodal. En effet, les patients DH maintiennent cet équilibre en appui unipodal de 1,8 à 5,3 s sur leur prothèse, ce qui est nettement inférieur aux capacités des sujets sains. En effet, pour des sujet sains entre 20 et 39 ans ce temps d'appui unipodal est au minimum de 30 s (Bohannon et al., 1984).

La phase d'appui bipodal après la pose du pied de départ est, pour S3 seulement, beaucoup plus longue que celle des sujets sains, en raison de la réalisation de plusieurs impulsions successives sur la plateforme avant de réussir à lever et avancer le membre initialement porteur. Ce phénomène a lieu dans les deux conditions de départ, mais de façon plus importante lorsque la prothèse a réalisé le premier pas, ce qui traduit encore une fois la difficulté à mettre en charge la prothèse. En conséquence, la durée de l'initiation de la marche est plus importante pour les patients DH que pour les sujets sains. Cette durée d'initiation de la marche est plus importante lorsque la prothèse initie la marche, contrairement aux autres sujets amputés pour lesquels le membre de départ n'a pas d'incidence sur la durée totale de l'initiation (Tokuno et al., 2003).

Le pic de force latéral vers le pied d'appui ( $F_{x1}$ ), réalisé lors du passage en appui unipodal, est 50 à 175 % plus important chez les patients DH que chez les sujets sains. Ce sont les muscles abducteurs de hanche homolatéraux qui sont utilisés pour ce transfert d'appui chez les sujets sains (Crena et Frigo, 1991). Donc lors de la mise en charge de la prothèse, en l'absence de muscles abducteurs homolatéraux, les patients DH doivent compenser à l'aide du membre sain et du tronc pour effectuer ce transfert, ce qui pourrait expliquer ce pic de force latéral plus important. Cependant, ce pic de force latéral est également plus important pour les sujets amputés tibiaux et fémoraux lors de leur passage en appui unipodal sur la prothèse (Vrieling et al., 2008b), bien que ces sujets disposent de leur muscles abducteurs de hanche. Ce pic de force augmenté serait dû à l'asymétrie de répartition des appuis avant l'initiation de la marche (Vrieling et al., 2008b). En effet, si le poids est plus supporté par le membre sain, comme cela a été montré pour d'autres type d'amputés (Geurts et al., 1992), alors le sujet DH

doit réaliser une poussée latérale plus importante pour amener ce poids sur le membre prothétique que si la répartition des appuis était plus équilibrée au départ. Pour la mise en charge du membre sain, et contrairement aux autres sujets amputés (Vrieling et al., 2008b), ce pic de force latéral est encore plus élevé. Ceci peut s'expliquer par la nécessité pour les patients DH de compenser l'absence de muscles fléchisseurs de hanche par une inclinaison du bassin et du tronc vers le membre sain (Schnall et al., 2008) afin de lever le membre prothétique. Ce qui a pour conséquence un déplacement plus important du poids vers le membre sain. Ce pic de force latéral plus important pourrait également être dû à un manque de contrôle médiolatéral lors du transfert de poids. En effet, si le sujet amène son poids de façon incontrôlée vers le pied d'appui, cela induit par inertie un déplacement plus important du corps vers le pied d'appui.

Le premier pic de force postérieur (**Fy1**) des patients DH, réalisé au moment de la levée du membre de départ, est inférieur à la moyenne de celui des sujets sains (mais pas de façon significative pour tous les patients dans toutes les conditions, voir les problèmes méthodologiques traités plus loin). Ce pic de force postérieur est moins important lorsque le membre prothétique initie la marche, ce qui peut s'expliquer par l'absence du muscle soléaire, ce muscle ayant un rôle de propulsion avant la levée du pied homolatéral, chez le sujet sain (Crena et Frigo, 1991). Cette moindre capacité à assurer la propulsion, mise en évidence pour les autres types d'amputés (Rossi et al., 1995 ; Tokuno et al., 2003 ; Vrieling et al., 2008b), est concomitante avec une durée d'application prolongée de ces forces lors des APAs. Il est donc possible que les APAs soient prolongés afin d'appliquer cette force de propulsion réduite pendant plus longtemps, et ainsi obtenir une impulsion vers l'avant suffisante pour initier la marche (Tokuno et al., 2003). Cette stratégie semble être appliquée par les patients DH de cette étude puisque, à titre d'exemple, S3 présente le pic de force postérieur le plus élevé et les APAs les plus courts (en initiant avec le membre sain), et inversement S2 présente les APAs les plus longs et le pic de force postérieur le plus faible (en initiant avec la prothèse). Cette moindre capacité de propulsion avec la prothèse est due, chez les sujets amputés tibiaux et fémoraux, au moindre recul du CdP, lui-même dû à absence de fléchisseurs dorsaux de cheville et à la raideur de la cheville prothétique (Vrieling et al., 2008b). Les sujets DH présentant également ces déficiences, il est possible que ce moindre pic de force postérieur (**Fy1**) soit dû à un manque de recul du CdP lors des APAs. La propulsion finale (**Fy2**), réalisée à la fin de l'appui unipodal est très variable d'un patient à l'autre. Par ailleurs, il a été montré que ce pic de force postérieur est proportionnel à la longueur du pas réalisé (Tokuno et

al., 2003). Dans notre étude la longueur du premier pas était laissée libre et n'était pas mesurée. Cependant, il semble y avoir une corrélation entre l'intensité de ce  $Fy_2$  et la longueur du pas lors de la locomotion chez les patients DH. En effet, S2 et S3 présentent la propulsion finale respectivement la moins et la plus importante (lors de l'initiation de la marche par le membre sain), et présentent le pas du côté du membre sain le moins et le plus long (lors de la locomotion). Enfin, il est intéressant de noter que S2 et S3 sont également, respectivement, les DH le moins et le plus expérimentés dans l'usage de la prothèse canadienne. Ces différents éléments nous amènent à la conclusion que plus un sujet DH a d'expérience dans l'utilisation de sa prothèse, plus il initie la marche rapidement, grâce à une meilleure propulsion et avec un premier pas plus long.

Le premier pic de force verticale ( $Fz_1$ ) lors de l'initiation par le membre sain est plus important chez les patients DH que chez les sujets sains, ce qui peut s'expliquer par une levée rapide du membre sain. En effet, la durée d'appui unipodal étant diminuée sur la prothèse, le patient DH doit réaliser son pas avec le membre sain plus vite, et donc le soulever du sol plus vite également, ce qui induit un pic de force vertical plus important. L'intensité du premier pic de force verticale lors de l'initiation par la prothèse est similaire à celle des sujets sains, et est plus importante pour S2 que pour S1. Cependant, ce pic de force verticale ne peut pas être induit chez le sujet DH par une flexion de hanche, puisque sans l'énergie cinétique de la marche, le sujet ne peut pas « lancer » sa prothèse en avant (Radcliffe, 1957), il ne peut que la soulever pour la poser devant lui. Chez le patient DH, ce pic de force verticale est donc essentiellement induit par une flexion plantaire de cheville du membre sain qui permet au sujet de surélever sa prothèse et ainsi de limiter l'effort de montée de la prothèse par inclinaison du bassin et du tronc (Schnall et al., 2008). Cette compensation par flexion plantaire de la cheville saine (montée sur la pointe de pied) est cliniquement plus visible pour S2 que pour S1, ce qui pourrait expliquer que ce pic de force verticale lors de l'initiation de la marche par la prothèse soit plus important pour S2. Le deuxième pic de force verticale ( $Fz_2$ ) est diminué chez le patient DH, comme chez les amputés tibiaux et fémoraux (Vrieling et al. 2008b), quel que soit le pied de départ. Ce pic de force de réaction au sol étant inférieur au poids du sujet, cela signifie qu'une partie du poids du patient ne s'applique plus sur la plateforme au moment du pic. Cela ne peut s'expliquer que par la pose du talon du membre de départ avant la réalisation de cette deuxième poussée verticale.

Les DH initient plus rapidement la marche avec le membre sain qu'avec la prothèse. Cependant, les autres sujets amputés initient spontanément la marche avec la prothèse

(Vrieling et al., 2008b), et l'observation clinique montre que les désarticulés de hanche aussi préfèrent initier la marche avec leur prothèse, malgré la durée plus importante de l'initiation par la prothèse. Cette initiation requière des compensations importantes qui ne suffisent pas à initier la marche aussi vite que les sujets sains.

#### *5.2.1.3.- Stratégies du sujet DH appareillé lors de la locomotion*

Les vitesses de marche des patients DH de notre étude (64 à 87 % de la vitesse normalisée spontanée des sujets sains) sont similaires à celles décrites antérieurement, mais la vitesse de marche des sujets sains de notre étude est supérieure à celle des sujets sains de l'étude de Nowroozi et al. (1983) que nous avons pris comme point de comparaison. En valeur absolue, S1, S2 et S3 marchent respectivement à 56, 59 et 72 m/min. Dans la littérature, les sujets DH (de moins de 60 ans) marchent à 51,5 m/min (Schnall et al., 2008) et 64,5 m/min (Ludwigs et al., 2010 ; Nelson et Carbone, 2011). Ainsi, S3 présente une vitesse de marche spontanée plus importante que celles décrites antérieurement. Par ailleurs, la cadence de marche des patients DH est inférieure à celle des sujets sains, ce qui s'explique par des durées de pas prolongées (de façon plus importante du côté prothèse que du côté du membre sain). En ce qui concerne la longueur des pas, on observe trois stratégies distinctes. S1 a des longueurs de pas similaires aux sujets sains et pratiquement de même longueur du côté prothèse et du côté du membre sain, comme les sujets DH de l'étude de Ludwigs et al. (2010). S2 a des pas moins longs que les sujets sains du côté du membre sain, mais aussi longs que les sujets sains côté prothèse. Et S3 a une stratégie opposée puisqu'elle a des pas moins long du côté prothèse, et des pas plus longs du côté du membre sain que la moyenne de ceux des sujets sains (différence non significative). Les patients DH sont donc capables de réaliser des pas de longueur égale ou supérieur à ceux des sujets sains, mais les pas ne sont pas systématiquement plus longs d'un côté ou de l'autre. Enfin, le cycle de marche des patients DH se caractérise par plus d'appui bipodal et plus d'appui unipodal sur le membre sain que sur la prothèse, comme dans les études de Schnall et al. (2008) et McAnelly et al. (1998).

Il est intéressant de remarquer que S3, le patient le plus expérimenté dans l'usage de la prothèse canadienne, est celui qui a une vitesse et une cadence de marche la plus proche de celle des sujets sains, mais que sa locomotion est plus asymétrique que celle des deux autres patients, avec une stratégie basée sur un simple appui et un pas nettement plus long du côté du membre sain, ainsi que sur un appui bipodal plus important. Ce patient a donc privilégié la vitesse sur la symétrie de la marche. De plus S3 a une posture différente de celles des deux

autres patients DH dans le sens médiolatéral de par sa stratégie figée. Cependant, on ne peut affirmer que ces différences soient dues à l'expérience du patient puisque S3 est également le seul sujet à avoir une désarticulation de hanche d'étiologie tumorale et non traumatique, ce qui est susceptible d'avoir un impact sur la qualité du moignon et de la musculature résiduelle. Par ailleurs, cette stratégie posturale figée de S3 dans le sens médiolatéral pourrait être une adaptation à ses contraintes professionnelles (tâches de précision). Notre faible effectif ne nous permet pas de conclure de façon certaine sur les facteurs déterminant la qualité de la posture, de l'initiation de la marche et de la locomotion, mais il semble que l'expérience dans l'utilisation de la prothèse ait un effet important sur ces performances.

### **5.2.2.- Effet à court et moyen termes de l'appareillage avec la pièce Hélix<sup>3D</sup>**

Les patients DH semblent être perturbés par le changement d'appareillage, puisqu'à **court terme** (conditions J1 à J4) on observe pour de nombreux paramètres une détérioration des performances par rapport à l'ancien appareillage. Cependant, certains de ces paramètres sont améliorés lors des dernières mesures à court terme par rapport aux premières mesures. Ce phénomène d'amélioration dans le temps est également mis en évidence par l'évaluation à **moyen terme** (condition J+3 mois) des performances de S2 qui montre une amélioration de certains paramètres par rapport aux mesures à court terme. Il apparaît donc qu'après quelques jours d'utilisation les patients DH maîtrisent mieux cette nouvelle prothèse, et après trois mois d'utilisation S2 maîtrise encore mieux cette nouvelle prothèse. En raison de l'arrêt précoce de l'utilisation du nouvel appareillage par S1 et S3, cette évaluation à moyen terme n'a pu être menée que pour S2. Par ailleurs, il y a une grande hétérogénéité des comportements des trois patients suite à l'installation de ce nouvel appareillage qui rend difficile l'interprétation des résultats.

#### *5.2.2.1.- Effet du nouvel appareillage sur la posture*

A court terme, les patients DH présentent une amélioration de l'amplitude des oscillations du CdP avec le nouvel appareillage sur l'axe antéropostérieur pour S1 et S3 (diminution), mais une aggravation pour S2 (augmentation). Et sur l'axe médiolatéral, les oscillations du CdP se rapproche de celles des sujets sains (diminution des amplitudes pour S1 et S2, et augmentation pour S3). Il faut nuancer cette amélioration des amplitudes d'oscillations pour S1 puisque la vitesse des déplacements de son CdP augmente sur les deux axes. Or les sujets sains contrôlent les déplacement de leur CdP de façon à ce qu'ils ne dépassent pas des limites de vitesse minimale et maximale (Delignières et al., 2011). C'est



pourquoi cette augmentation de la vitesse du CdP chez S1 peut être considérée comme une détérioration du contrôle postural. L'augmentation de l'amplitude médiolatérale des oscillations de S3 constitue une amélioration dans la mesure où il cesse d'utiliser une stratégie figée, et qu'ainsi il modifie ses appuis au cours de la tâche posturale, ce qui est bénéfique pour les tissus mis en charge (Silver-Thorn et al., 1996 ; Duarte et al., 2000).

A moyen terme, S2 présente des oscillations médiolatérales de plus grande amplitude mais moins rapides par rapport aux mesures à court terme. S2 a donc développé en trois mois une stratégie posturale médiolatérale qui ne s'oriente pas vers des oscillations d'amplitude les plus réduites possible, mais plutôt vers une maîtrise de la vitesse des oscillations médiolatérales du CdP.

#### *5.2.2.2.- Effet du nouvel appareillage sur l'initiation de la marche*

A court terme, les trois patients initient la marche plus vite avec le nouvel appareillage, en raison d'une diminution de la durée des APAs pour S1 et S2, et d'une diminution de la phase d'appui bipodal pour S3. Cette amélioration de la durée des APAs peut être interprétée comme une meilleure efficacité dans les transferts d'appuis, ainsi qu'une moindre appréhension du passage en appui unipodal. Pour S1, le raccourcissement des APAs pourrait être dû à une amélioration du transfert latéral de l'appui vers la prothèse (i. e. diminution du pic  $F_{x1}$ ) lors de l'initiation par le membre sain. Pour S2, le raccourcissement de la durée des APAs pourrait être dû à une amélioration de la capacité de propulsion vers l'avant (i. e. augmentation du pic de force postérieur  $F_{y1}$ ). Et pour S3, l'allongement des APAs pourrait être dû à une moins bonne propulsion (i. e. diminution du pic de force postérieur  $F_{y1}$ ). Par ailleurs, la durée d'appui unipodal sur le membre sain est inchangée pour S1, augmentée pour S2 et diminuée pour S3. Ces résultats à court terme ne nous permettent donc pas de conclure sur l'effet de la pièce Hélix<sup>3D</sup> sur la durée nécessaire pour réaliser le premier pas avec la prothèse. Cependant, le système d'assistance à la flexion semble effectivement améliorer la levée de la prothèse puisque pour S1 et S2, le pic de force verticale ( $F_{z1}$ ) augmente. Enfin, la diminution de la durée de la phase d'appui bipodal de S3 révèle une meilleure capacité à réaliser le transfert de poids du membre initialement porteur vers le membre qui a réalisé le premier pas, qu'il s'agisse du membre sain ou de la prothèse. Cette amélioration pourrait être due au système d'extension de hanche à contrôle hydraulique par microprocesseur de la pièce Hélix<sup>3D</sup>. En conclusion, si l'initiation de la marche est initiée plus rapidement grâce à cette nouvelle pièce de hanche, ça n'est pas pour les mêmes raisons d'un

patient à un autre.

A moyen terme, les APAs de S2 sont plus longs, son appui unipodal est plus court pour les deux membres, et sa phase d'appui bipodal est plus courte en initiant la marche par la prothèse, sans que l'évolution des forces de réaction au sol ne permette d'interpréter ces changements. Ainsi, comme dans l'étude de Tokuno et al. (2003), l'adaptation de l'initiation de la marche se fait essentiellement au niveau de la durée des phases de l'initiation.

#### *5.2.2.3.- Effet du nouvel appareillage sur la locomotion*

Chacun des trois patients DH a réagi différemment à ce nouvel appareillage. Pour S1, la locomotion est très peu modifiée hormis la longueur du pas prothétique qui est diminuée. Pour S2, la locomotion se rapproche de celle des sujets sains en termes de vitesse, de cadence, de longueur de pas et de répartition des simples appuis et du double appui. Et pour S3, la locomotion est moins bonne en termes de vitesse et de répartition des simples appuis et du double appui. Les mesures à court terme ne nous permettent donc pas de conclure sur l'effet réel de la pièce de hanche Hélix<sup>3D</sup> sur la locomotion. Ces résultats concordent avec ceux de Ludwigs et al. (2010), qui ne montrent pas d'effet de la pièce Hélix<sup>3D</sup> sur la vitesse et la longueur des pas de leur groupe de sujets DH, mais uniquement des améliorations de la cinématique de la locomotion. Mais contrairement aux résultats de Ludwigs et al. (2010), la pièce Hélix<sup>3D</sup> induit une diminution de la longueur du pas prothétique, à court terme, chez les trois patients. Ces résultats sont surprenants, étant donné que le système d'assistance à la flexion de hanche est l'une des spécificités de cette nouvelle pièce Hélix<sup>3D</sup>, et que celui-ci permet d'optimiser la longueur du pas prothétique en fonction du sujet (Blumentritt et al., 2008). Il y a deux explications complémentaires à cette incohérence. Soit ce système d'assistance à la flexion de hanche nécessite plus de quatre jours pour être maîtrisé, soit les réglages réalisés au cours de cette hospitalisation n'ont pas été optimaux. Cette longueur de pas prothétique étant plus importante le quatrième jour pour les trois patients, et à moyen terme pour S2, il semble que l'expérience acquise permette de mieux utiliser ce système d'assistance à la flexion de hanche.

On peut par ailleurs remarquer que le patient le moins expérimenté dans l'utilisation de la prothèse canadienne tire un bénéfice immédiat de ce nouvel appareillage, alors que le patient le plus expérimenté et le plus performant dans l'utilisation de la prothèse canadienne voit sa locomotion détériorée par ce nouvel appareillage. Ces tendances sont concordantes avec les résultats du test de distance de marche en deux minutes, puisque la distance de marche augmente nettement pour S2 suite au changement d'appareillage.

A moyen terme, la locomotion de S2 est améliorée en termes de vitesse, de cadence, de longueurs de pas et de temps de simple appui sur la prothèse. De plus la distance parcourue en deux minutes (TM2) augmente également. La locomotion est donc améliorée quantitativement et qualitativement pour S2 trois mois après le changement d'appareillage. Ces résultats confirment l'hypothèse que l'expérience acquise permet de réaliser de meilleures performances avec un nouvel appareillage.

#### *5.2.2.4.- Synthèse des effets de l'appareillage avec l'Hélix<sup>3D</sup>*

Le nouvel appareillage améliore la posture sur le plan de l'amplitude des déplacements du CdP, mais détériore le contrôle de la vitesse du CdP à court terme. Il permet d'initier la marche plus rapidement mais pas pour les mêmes raisons chez les trois patients. Par contre, il n'améliore la locomotion que pour S2, le patient qui utilisait peu son ancienne prothèse, et la détériore pour S3, le patient désarticulé depuis 24 ans qui utilisait quotidiennement sa prothèse. Les effets du nouvel appareillage sur la locomotion sont globalement concordants avec les réponses des patients aux questionnaires de satisfaction (voir en annexe). En effet, S1 ressent peu de bénéfices à l'utilisation de l'Hélix<sup>3D</sup> hormis pour le confort, S2 ressent une majorité de bénéfices, et S3 ressent surtout des inconvénients à cet appareillage avec l'Hélix<sup>3D</sup> par rapport à la prothèse canadienne. L'expérience avec l'appareillage semble avoir une importance majeure chez les patients DH. D'une part, plus un patient utilise un appareillage meilleures sont ses performances (avec la prothèse canadienne, et suite à l'appareillage avec l'Hélix<sup>3D</sup>). D'autre part, plus le patient utilisait la prothèse canadienne précédemment, moins il tire de bénéfices au changement d'appareillage pour la locomotion.

### 5.3.- Choix de la méthodologie

La tâche de posture a été réalisée les yeux fermés car, au vu de la littérature (Fernie et Holliday, 1978 ; Geurts et al., 1992) et de la perte sensorielle que représente la désarticulation de hanche, il paraissait plus probable de mettre en évidence une différence comportementale entre sujets sains et DH en faisant faire la tâche de posture orthostatique les yeux fermés plutôt que les yeux ouverts.

Nous avons étudié l'initiation de la marche en initiant le pas du côté de la prothèse puis du côté du membre sain, car des différences entre ces deux conditions ont été mises en évidence pour d'autres type de sujets amputés (Tokuno et al., 2003 ; Vrieling et al., 2008b). Pour les sujets sains, nous avons choisi d'étudier l'initiation de la marche par le membre inférieur droit

uniquement car celui-ci est spontanément plus fréquemment utilisé comme membre de départ (Vrieling et al., 2008b) et car il n'y a pas d'effet de la latéralité du membre de départ chez le sujet sain (Tokuno et al., 2003).

Les formes des courbes de force de réaction au sol étaient similaires entre les patients DH et les sujets sains, ce qui nous a permis de les comparer, hormis pour le premier pic de force postérieur (Fy1). En effet, il y avait de façon stéréotypée un pic de force postérieur chez les patients DH au moment de la levée du pied de départ, alors que pour les sujets sains ce pic de force Fy1 n'était pas toujours présent de façon nette, ce qui a compliqué le marquage et a résulté en des intensités de Fy1 très variables d'un sujet à l'autre ( $0,91 \pm 0,32$  N/kg). Du fait de cette variabilité des valeurs des sujets sains, il était difficile d'affirmer l'existence d'une différence entre les sujets sains et les patients DH pour le premier pic de force postérieur. Les différences d'intensité de Fy1 entre patients DH et sujets sains sont donc à interpréter avec précaution.

Nous n'avons pas pu effectuer les mesures d'analyse du mouvement avec le système OptoTrack® chez les patients DH. Ceci nous a amenés à utiliser les corrélations entre événements réels (levée et pose du pied) et forces de réaction au sol des sujets sains pour interpréter les données d'initiation de la marche des patients DH. Ainsi, la détermination des durées de l'initiation de la marche chez les patients DH était basée sur le postulat que l'organisation chronologique des forces de réaction au sol, et plus particulièrement Mz, serait la même pour les sujets sains et les sujets DH au cours de l'initiation de la marche, ce qui n'a pas été prouvé.

#### 5.4.- Limites de l'étude

Les comportements des patients DH suite au changement d'appareillage montraient, à court terme, une grande variabilité entre les patients et d'un jour sur l'autre. Pour pouvoir conclure de façon certaine sur les effets de ce nouvel appareillage, il nous aurait fallu plus de sujets, ainsi que des mesures à moyen terme pour tous les sujets. En effet, Hafner et al. (2007) ont mis en évidence qu'il faut en moyenne 3,5 mois pour s'accommoder à un genou à régulation hydraulique de l'appui par microprocesseur. L'Hélix<sup>3D</sup> utilisant le même type de technologie, il est possible qu'il faille également plusieurs mois pour s'y accommoder efficacement. Dans cette même problématique d'accommodation, le patient S2 n'utilisait son genou C-Leg que depuis un mois, alors que les deux autres le possédaient depuis plus de six mois. Ainsi, l'amélioration des performances de S2 au cours de, et après cette hospitalisation

pourrait être en partie due à une meilleure maîtrise du genou prothétique de par les séances de rééducation, les réglages et l'expérience acquise.

L'étude de la posture et de l'initiation de la marche avec une plateforme de force à deux plateaux, nous aurait permis d'analyser de façon séparée le rôle de chaque membre dans le maintien de l'équilibre et les transferts d'appuis (Geurts et al., 1992). De plus, cela nous aurait permis de déterminer de façon plus précise l'instant du passage en appui unipodal.

### 5.5.- Implications cliniques de notre étude

Nos résultats montrent que le maintien de l'équilibre les yeux fermés est une tâche plus complexe pour les sujets DH que pour les sujets sains et que l'initiation de la marche est une tâche difficile nécessitant des compensations chez le sujet DH. De même, comme cela a déjà été montré, la locomotion du sujet DH est quantitativement (vitesse et cadence de marche) et qualitativement (rapports entre simples et double appui) moins bonne que chez les sujets sains. Ainsi, l'amélioration de ces trois tâches semble être un objectif de rééducation pertinent chez les sujets DH, notamment lors d'un changement d'appareillage.

Toutefois, malgré l'amélioration globale des performances de posture et d'initiation de la marche par la pièce Hélix<sup>3D</sup>, les trois patients ont cessé d'utiliser ce nouvel appareillage après quelques mois. S1 a repris son ancien appareillage car le nouveau était plus lourd, le gênait dans les escaliers, et le limitait pour accélérer lors de la locomotion. S2, celui qui a vu ses performances de locomotion améliorées, est retourné à une déambulation sans prothèse. Et S3 a repris son ancien appareillage car il était gêné par la résistance à l'extension de la hanche au moment du passage de assis à debout, et par des flexions de hanche non voulues lors du piétinement. Ainsi, si cette nouvelle pièce de hanche rend la marche plus confortable (Ludwigs et al., 2010), elle est responsable de difficultés pour d'autres types de tâches. Les bénéfices apportés par la pièce Hélix<sup>3D</sup>, pour les tâches que nous avons évaluées, ne semble donc pas suffisants pour compenser ses inconvénients pour d'autres types de tâches. Ce qui expliquerait que les patients DH lui préfèrent la prothèse canadienne.

Il est possible que l'expertise acquise dans l'utilisation d'une prothèse particulière soit un frein à l'appareillage avec une prothèse différente. En effet, dans l'étude de Chin et al. (2005), le sujet DH le plus expérimenté, comme pour le patient S3, a moins bénéficié d'un nouvel appareillage (genou contrôlé par microprocesseur) que les deux autres sujets DH, en termes de consommation d'oxygène. Concernant le genou prothétique, il est intéressant de remarquer que les trois patients sont unanimes quant aux bénéfices sur le confort de marche et la qualité

de vie apportés par le C-Leg par rapport à leurs genoux précédents. Il a d'ailleurs été montré qu'un genou à régulation pneumatique par microprocesseur induisait une moindre consommation d'énergie (Chin et al., 2005).

## 6.– Conclusion et perspectives

Les sujets DH ont, comme les autres sujets amputés, des difficultés à réaliser des tâches de posture, d'initiation de la marche et de locomotion. L'appareillage avec la nouvelle pièce de hanche Hélix<sup>3D</sup> améliore sensiblement la posture et permet d'initier la marche plus rapidement. Par contre, ses effets sur la locomotion sont différents et parfois opposés d'un sujet à l'autre. Cette nouvelle pièce ne semble pas apporter un bénéfice suffisant au vu de ses inconvénients pour d'autres types de tâche, puisque les trois patients ont cessé de l'utiliser.

Notre effectif ne se composant que de trois patients DH, ces résultats restent à confirmer pour un échantillon plus important, notamment pour les tâches de posture et d'initiation de la marche puisque aucune autre étude à ce jour n'avait été faite sur ces deux tâches chez des sujets DH. Concernant l'intérêt de la pièce Hélix<sup>3D</sup>, il serait intéressant de mesurer ses effets sur un effectif plus important et suite à une période d'utilisation plus longue, afin d'écartier l'effet du manque d'accommodation à court terme à ce nouveau matériel. Il semble également nécessaire d'évaluer l'effet de cette pièce de hanche sur d'autres type de tâches telles que le passage de assis à debout, ou la locomotion dans des escaliers. Cependant, la constitution d'un effectif important de DH semble difficilement réalisable étant donné qu'il y a peu de DH utilisant une prothèse, et que la pièce Hélix<sup>3D</sup> n'est commercialisée que depuis 2008.

Il serait également intéressant de réaliser une étude similaire de la posture et de l'initiation de la marche avec plusieurs plateformes de force, et en couplant les mesures des forces de réaction au sol avec un système d'analyse du mouvement et des mesures électromyographiques, ce qui permettrait de décrire de façon plus précise les stratégies compensatoires des sujets DH lors de la réalisation de ces différentes tâches. Par ailleurs, le plébiscite du genou C-Leg par ces trois patients DH paraît justifier une étude des effets spécifiques de ce type de genou à régulation hydraulique par microprocesseur sur la qualité de la locomotion et d'autres tâches.

## 7.– Bibliographie

André JM, Paysant J. Les amputés en chiffres : épidémiologie. *Cofemer*. 2006.

Blumentritt S, Ludwigs E, Bellmann M, Boiten H. The new Helix<sup>3D</sup> hip joint. *Orthopädie Technik*.

2008; Special Edition.

Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J. Decrease in timed balance test scores with aging. *Physical Therapy*. 1984; 64(7):1067-1070.

Bonnet C, Carello C, Turvey MT. Diabetes and postural stability: review and hypotheses. *Journal of Motor Behavior*. 2009; 41(2):172-190.

Brenière Y, Do MC. When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin. *Journal of Biomechanics*. 1986; 19(12):1035-1040.

Brunt D, Liu SM, Trimble M, Bauer J, Short M. Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. *Gait & Posture*. 1999; 10:121-128.

Buckley JG, O'Driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2002; 81(1):13-20.

Chin T, Sawamura S, Shiba R, Oyabu H, Nagakura Y, Nakagawa A. Energy expenditure during walking in amputees after disarticulation of the hip. A microprocessor-controlled swing-phase control knee versus a mechanical-controlled stance-phase control knee. *Journal of Bone and Joint Surgery (British volume)*. 2005; 87(1):117-119.

Chin T, Oyabu H, Maeda Y, Takase I, Machida K. Energy consumption during prosthetic walking and wheelchair locomotion by elderly hip disarticulation amputees. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2009; 88(5):399-403.

Crena P, Frigo C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *Journal of Physiology*. 1991; 437:635-653.

Delignières D, Torre K, Bernard PL. Transition from persistent to anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity-based control. *PLoS Computational Biology*. 2011; 7(2).

Dénes Z, Till A. Rehabilitation of patients after hip disarticulation. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 1997; 116(8):498-499.

Duarte M, Harvey W, Zatsiorsky V. Stabilographic analysis of unconstrained standing. *Ergonomics*. 2000; 43(11):1824-1839.

Duarte M, Freitas S, Zatsiorsky V. Control of Equilibrium in Humans : Sway over Sway. 7<sup>th</sup> Edition of *Progress in Motor Control*. 2009.

Fernández A, Formigo J. Are canadian prostheses used? A long-term experience. *Prosthetics and Orthotics International*. 2005; 29(2):177-181.

Fernie GR, Holliday PJ. Postural sway in amputees and normal subjects. *Journal Bone and Joint Surgery*. 1978; 60(7):895-898.

Geurts AC, Mulder TW, Nienhuis B, Rijken RA. Dual-task assessment of reorganization of postural control in persons with lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991; 72(13):1059-1064.

Geurts AC, Mulder TW, Nienhuis B, Rijken RA. Postural reorganization following lower limb amputation. Possible motor and sensory determinants of recovery. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1992; 24(2):83-90.

Hafner BJ, Willingham LL, Buell NC, Allyn KJ, Smith DG. Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007; 88(2):207-217.

HAS. Avis de la commission d'évaluation des produits et prestations du 7.02.2007. Haute Autorité de Santé.

Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G. Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma : A comparative study with healthy subjects. *Prosthetics and Orthotics International*. 1994; 18:150-158.

- Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiology of Aging*. 1989; 10(6):727-738.
- Jeans KA, Browne RH, Karol LA. Effect of amputation level on energy expenditure during overground walking by children with an amputation. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*. 2011; 93:49-56.
- Ludwigs E, Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S. Biomechanical differences between two exoprosthetic hip joint systems during level walking. *Prosthetics and Orthotics International*. 2010; 34(4):449-460.
- Mann RA, Hagy JL, White V, Liddell D. The initiation of gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*. 1979; 61:232-239.
- McAnelly RD, Refaeian M, O'Connell DG, Powell GD, Walsh NE. Successful prosthetic fitting of a 73-year-old hip disarticulation amputee patient with cardiopulmonary disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1998; 79:585-588.
- Michel V, Do MC. Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation? *Neuroscience Letters*. 2002; 325:139-143.
- Miller WC, Speechley M, Deathe B. The prevalence of risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001; 82:1031-1037.
- Nelson LM, Carbone NT. Functional outcome measurements of a veteran with a hip disarticulation using a Helix3D hip joint : A Case Report. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2011; 23(1):21-26.
- Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A, Lake M, Wychowanski M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait & Posture*. 2003; 17:142-151.
- Nowroozi F, Salvaneli ML, Gerber LH. Energy expenditure in hip disarticulation and hemipelvectomy amputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1983; 64(7):300-303.
- Osterkamp LK. Current perspective on assessment of human body proportions of relevance to amputees. *Journal of the American Dietetic Association*. 1995; 95:215-218.
- Pauley T, Devlin M, Heslin K. Falls sustained during inpatient rehabilitation after lower limb amputation: prevalence and predictors. *Amerian Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2006; 85(6):521-532.
- Radcliffe C.W. The biomechanics of the Canadian-type hip disarticulation prosthesis. *Artificial Limbs*. 1957; 4:29-38.
- Romero DH, Stelmach GE. Changes in postural control with aging and Parkinson's disease. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2003; 22(2):27-31.
- Rossi SA, Doyle W, Skinner HB. Gait initiation of persons with below-knee amputation : The characterization and comparison of force profiles. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1995; 32(2):120-127.
- Schnall BL, Baum BS, Andrews AM. Gait characteristics of a soldier with a traumatic hip disarticulation. *Physical Therapy*. 2008; 88:1568-1577.
- Seaton DG, Wilson LA, Shepherd WG. Clinical trial of the diagonal socket prosthesis for hip disarticulation amputation. *The Medical Journal of Australia*. 1971; 1:730-732.
- Silver-Thorn MB, Steege JW, Childress DS. A review of prosthetic interface stress investigations. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1996; 33(3):253-266.
- Tokuno CD, Sanderson DJ, Inglis JT, Chua R. Postural and movement adaptations by individuals with a unilateral below-knee amputation during gait initiation. *Gait & Posture*. 2003; 18:158-169.
- Tuil P. The hip disarticulation prosthesis as developed by the O.I.M. Noord Nederland. *Clinical Prosthetics and Orthotics*. 1988; 12(3):109-113.



- Unruh T, Fisher DF Jr, Unruh TA, Gottschalk F, Fry RE, Clagett GP, Fry WJ. Hip disarticulation. An 11-year experience. *Archives of Surgery*. 1990; 125(6):791-793.
- Viel E. La marche humaine, la course et le saut. Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. *Ed. Masson*. 2000.
- Vinti M, Couillandre A, Thoumie P. Does somatosensory loss induce adaptation of the gait initiation process? *Neuroscience Letters*. 2010; 480:178-181.
- Vrieling AH, Van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Hof AL, Halbertsma JP, Postema K. Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait & Posture*. 2008a; 28:222-228.
- Vrieling AH, Van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JP, Hof AL, Postema K. Gait initiation in lower limb amputees. *Gait & Posture*. 2008b; 27:423-430.
- Winter DA, Prince F, Stergiou P, Powell C. Medial-lateral and antero-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing. *Neuroscience Research Communications*. 1993; 12:141-148.
- Yari P, Dijkstra PU, Geertzen. Functional outcome of hip disarticulation and hemipelvectomy: A cross-sectional national descriptive study in the Netherlands. *Journal of Clinical Rehabilitation*. 2008; 22:1127-1133.
- Zaffer SM, Braddom RL, Conti A, Goff J, Bokma D. Total hip disarticulation prosthesis with suction socket: report of two cases. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1999; 78(2):160-162.

## Annexes

- Tâche de posture

	RMS AP	RMS ML	V. moy. AP	V. moy. ML
S1 Contrôle	27,0	19,5	19,4	8,1
S1 J2	9,7	8,0	26,2	15,2
S1 J3	42,8	8,8	23,7	16,0
S1 J4	52,1	5,0	23,5	13,4
S2 Contrôle	31,5	17,2	12,1	7,9
S2 J2	41,8	17,6	14,9	10,8
S2 J3	39,9	25,7	10,2	8,8
S2 J4	33,6	10,9	11,7	9,4
S2 J+3mois	9,0	12,6	11,3	7,7
S3 Contrôle	48,9	1,8	21,6	4,4
S3 J1	-	1,1	-	4,4
S3 J2	-	1,0	-	3,2
S3 J3	20,6	12,3	8,3	5,2
S3 J4	23,2	16,1	7,8	5,0
Sujets sains	22,1 ± 16,5	7,88 ± 4,7	8,5 ± 1,3	6,8 ± 1,8

Les valeurs de Root Mean Square (RMS) sont en mm et celles de vitesse moyenne (V. moy.) sont en mm/s, et sont rapportées dans le plan antéropostérieur (AP) et médiolatéral (ML).

- Durées des phases de l'initiation de la marche

	Condition de départ par la prothèse				Condition de départ avec le membre sain				
	Dapa	Duni	Dbip	Dtot	Dapa	Duni	Dbip	Dtot	
S1 Contrôle	0,96	0,92	0,19	1,92	S1 Contrôle	0,91	0,51	0,22	1,64
S1 J1	1,23	0,85	0,23	2,31	S1 J1	0,69	0,47	0,21	1,39
S1 J2	0,57	0,96	0,18	1,72	S1 J2	0,47	0,52	0,21	1,21
S1 J3	0,72	0,8	0,19	1,69	S1 J3	0,6	0,5	0,2	1,3
S1 J4	0,59	0,92	0,18	1,7	S1 J4	0,69	0,56	0,2	1,45
S2 Contrôle	1,14	0,64	0,19	1,83	S2 Contrôle	0,9	0,36	0,25	1,5
S2 J1	0,7	0,81	0,24	1,83	S2 J1	0,88	0,4	0,22	1,45
S2 J2	0,58	0,71	0,19	1,48	S2 J2	0,67	0,42	0,18	1,24
S2 J3	0,52	0,8	0,22	1,47	S2 J3	0,6	0,45	0,2	1,26
S2 J4	0,5	0,79	0,19	1,48	S2 J4	0,63	0,43	0,18	1,24
S2 J+3mois	0,61	0,69	0,14	1,45	S2 J+3mois	0,8	0,39	0,18	1,37
S3 Contrôle	1,09	0,64	1,28	3,02	S3 Contrôle	0,7	0,41	0,72	1,84
S3 J1	1,03	0,58	0,71	2,27	S3 J1	0,7	0,43	1,36	2,52
S3 J2	0,87	0,52	0,63	2,08	S3 J2	0,94	0,4	0,35	1,69
S3 J3	0,94	0,58	0,19	1,71	S3 J3	0,81	0,39	0,29	1,49
S3 J4	1,11	0,54	0,31	2,01	S3 J4	0,87	0,38	0,48	1,73
Sujets sains	0,54 ± 0,12	0,55 ± 0,06	0,21 ± 0,03	1,30 ± 0,11	Sujets sains	0,54 ± 0,12	0,55 ± 0,06	0,21 ± 0,03	1,30 ± 0,11

- Pics de force lors de la tâche d'initiation de la marche

Condition de départ avec la prothèse						
	Fx1	Fx2	Fy1	Fy2	Fz1	Fz2
S1 Contrôle	0,44	0,58	0,59	1,54	105,79	91,65
S1 J1	0,37	0,72	0,58	1,38	102,08	89,06
S1 J2	0,49	0,62	0,51	1,46	109,40	88,44
S1 J3	0,45	0,67	0,39	1,46	113,81	90,75
S1 J4	0,46	0,74	0,36	1,63	111,21	91,40
S2 Contrôle	0,36	0,44	0,39	1,24	110,59	99,47
S2 J1	0,39	0,43	0,43	1,61	116,05	98,66
S2 J2	0,37	0,40	0,51	1,63	113,20	99,46
S2 J3	0,20	0,39	0,56	1,68	114,51	99,73
S2 J4	0,44	0,48	0,52	1,71	114,59	98,77
S2 J+3mois	0,25	0,28	0,55	1,87	118,48	98,77
S3 Contrôle	0,34	0,56	0,63	2,13		
S3 J1	0,36	0,45	0,64	1,61		
S3 J2	0,38	0,44	0,66	1,88		
S3 J3	0,31	0,43	0,57	1,83		
S3 J4	0,40	0,49	0,66	2,05		
Sujets sains	0,28 ± 0,05	0,52 ± 0,08	0,90 ± 0,32	1,77 ± 0,41	108,5 ± 2,8	108,8 ± 5,5

Condition de départ avec le membre sain						
	Fx1	Fx2	Fy1	Fy2	Fz1	Fz2
S1 Contrôle	0,77	0,86	0,65	1,68	114,64	98,26
S1 J1	0,90	0,96	0,75	1,49	109,6	94,58
S1 J2	0,68	0,88	0,66	1,61	113,29	96,8
S1 J3	0,79	0,95	0,65	1,78	113,3	98,39
S1 J4	0,69	0,91	0,58	1,73	109,07	96,06
S2 Contrôle	0,40	0,54	0,62	0,80	111,7	100,81
S2 J1	0,46	0,61	0,72	1,03	111,72	101,48
S2 J2	0,52	0,57	0,87	1,21	104,21	97,04
S2 J3	0,61	0,64	0,77	1,22	109,03	100,96
S2 J4	0,58	0,59	0,91	1,30	106,97	98,58
S2 J+3mois	0,79	0,69	0,92	1,47	114,37	99,08
S3 Contrôle	0,74	0,59	0,96	2,21		
S3 J1	0,46	0,46	0,64	1,83		
S3 J2	0,48	0,49	0,77	1,86		
S3 J3	0,43	0,42	0,63	1,61		
S3 J4	0,45	0,35	0,84	1,90		
Sujets sains	0,28 ± 0,05	0,52 ± 0,08	0,90 ± 0,32	1,77 ± 0,41	108,5 ± 2,8	108,8 ± 5,5

Les pics de Fx et Fy sont en Newton/kg de poids de corps et les pics de Fz en pourcentage du poids du sujet.

- Tâche de locomotion

	Vitesse (%/s)	Cadence (pas/min)	Longueur pas prothèse (%)	Longueur pas sain (%)	Durée pas prothèse (s)	Durée pas sain (s)	Appui unipodal prothèse (%)	Appui unipodal sain (%)	Double appui (%)
S1 Contrôle	53,6	82,6	38,2	39,7	0,80	0,64	31,5	43,7	25,3
S1 J1	37,9	78,6	25,3	32,5	0,84	0,62	25,8	40,1	34,3
S1 J2	39,3	78,9	26,3	33,4	0,85	0,67	28,0	41,4	30,9
S1 J3	54,0	87,8	33,8	40,3	0,74	0,68	31,8	42,2	26,6
S1 J4	51,3	84,2	32,8	40,4	0,78	0,65	32,0	43,5	25,1
S2 Contrôle	56,4	93,6	39,2	32,8	0,71	0,57	30,8	44,7	24,7
S2 J1	56,8	99,0	34,7	34,1	0,66	0,55	31,6	42,8	25,9
S2 J2	60,4	101,0	37,0	34,6	0,65	0,53	33,1	43,0	23,5
S2 J3	54,6	94,4	35,9	33,6	0,68	0,59	32,5	40,9	26,8
S2 J4	60,1	99,1	37,2	35,6	0,65	0,56	34,2	42,1	24,3
S2 J+3mois	67,1	103,7	39,0	38,7	0,62	0,54	35,8	42,6	21,8
S3 Contrôle	72,8	107,1	35,6	45,4	0,57	0,55	32,7	41,4	26,3
S3 J1	63,9	108,5	32,9	37,8	0,59	0,51	30,3	38,8	31,5
S3 J2	69,0	110,5	33,6	41,2	0,59	0,50	31,0	40,5	28,9
S3 J3	71,2	110,2	32,9	44,3	0,56	0,53	31,3	41,6	27,1
S3 J4	69,3	109,4	35,6	40,3	0,58	0,52	31,8	39,6	28,9
Sujets Sains	83,6 ± 10,9	119,4 ± 8,1	41,9 ± 3,8	42,1 ± 4,1	0,51 ± 0,036	0,50 ± 0,036	39,9 ± 1,6	39,9 ± 1,7	20,7 ± 3,0

- Questionnaire de satisfaction

Affirmations	S1 Contrôle	S2 Contrôle	S3 Contrôle	S1 J4	S2 J4	S3 J4	S2 J+3 mois
Ma prothèse est confortable	4	3	1	2	3	3	2
Ma prothèse fonctionne bien peu importe la température	1	2	1	1	2	2	2
Ma prothèse est facile à mettre	1	3	1	1	2	3	2
Il y a des chances que je me blesse avec ma prothèse	1	3	3	3	2	1	2
Je trouve facile de me déplacer avec ma prothèse	1	3	1	3	3	3	2
Lorsque je porte ma prothèse je peux faire plus de choses que lorsque je ne la porte pas	1	3	1	1	2	2	2
J'ai facilement compris comment utiliser ma prothèse	1	2	1	1	2	2	1
Ma prothèse me cause de la douleur	1	2	3	2	2	2	2
En général, je suis satisfait de ma prothèse	1	3	1	1	3	1	1

Il était demandé au patient de dire s'il était (1) tout à fait d'accord, (2) plutôt en accord, (3) plutôt en désaccord ou (4) tout à fait en désaccord avec chacune des affirmations.